

Die Validierung von Bewegungstereotypen mittels
EMG- Polygrafie bei gesunden Probanden

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich- Schiller- Universität Jena**

**von Anja Schwarz, geb. Reuter
geboren am 18.06.1984
in Jena**

Gutachter:

1. Prof. Dr. U. Smolenski, Jena
2. PD Dr. C. Anders, Jena
3. PD Dr. J. Buchmann, Rostock

Tag der öffentlichen Verteidigung: 05.11.2012

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung	5
2	Einleitung	7
2.1	Problemdarstellung	8
3	Fragestellung	9
3.1	Wie hoch ist die Intrasession- Reliabilität der O- EMG bei Beurteilung der Bewegungsstereotypen nach Janda?	9
3.2	Wie hoch ist die Intersession- Reliabilität der Oberflächen- EMG bei Beurteilung der Bewegungsstereotypen nach Janda?	9
3.3	Wie ist die Praktikabilität der Oberflächen- EMG?	9
3.4	Wie sicher wird eine bestimmte Reihenfolge der Muskelaktivität mittels O- EMG dargestellt?	9
3.5	Bestehen hinsichtlich der Aktivierungsmuster Seitenunterschiede?	10
3.6	Inwiefern korrelieren die Aktivierungsmuster der Oberflächen- EMG mit denen von Janda visuell festgelegten Aktivierungsreihenfolgen?	10
4	Grundlagen	11
4.1	Funktionelle Anatomie der Muskulatur	11
4.2	Sensomotorik	13
4.2.1	Funktionsprinzip des Regelkreises	14
4.2.2	Strukturen des sensomotorischen Systems	15
4.3	Oberflächen- Elektromyographie (O-EMG)	15
4.4	Bewegungsstereotypen nach Janda	18
4.5	Methodenvalidierung/ Statistik	19
4.5.1	Testgütekriterien	19
4.5.2	Statistisch-methodische Grundlagen	21
5	Material/ Methodik	23
5.1	Visuelle Bewertung	23
5.2	Probandengruppe	23
5.3	Versuchsablauf	24
5.4	Bewegungsstereotypen nach Janda	25
5.4.1	Bewegungsablauf	26
5.4.1.1	Armabduktion	26

5.4.1.2	Hüftabduktion.....	26
5.4.1.3	Hüfthyperextension	27
5.4.1.4	Kopfanteflexion.....	27
5.4.1.5	Rumpfanteflexion.....	28
5.4.1.6	Liegestütz	29
5.4.2	Elektrodenposition	30
5.5	Funktionsweise SinfoMed	33
5.5.1	Technische Daten SinfoMedEMG	37
5.6	Statistische Datenauswertung.....	38
5.6.1	Reliabilität	38
5.6.2	Aktivierungsmuster- Boxplot.....	38
5.6.3	Häufigkeit.....	39
6	Ergebnisse	40
6.1	Intrasession- Reliabilität: O-EMG	40
6.1.1	Armaduktion.....	40
6.1.2	Hüftabduktion.....	41
6.1.3	Hüfthyperextension	41
6.1.4	Kopfanteflexion.....	42
6.1.5	Rumpfanteflexion.....	42
6.1.6	Liegestütz	43
6.2	Intersession- Reliabilität: O-EMG	43
6.2.1	Armaduktion.....	43
6.2.2	Hüftabduktion.....	44
6.2.3	Hüfthyperextension	44
6.2.4	Kopfanteflexion.....	45
6.2.5	Rumpfanteflexion.....	45
6.2.6	Liegestütz	46
6.3	EMG- Aktivierungsmuster	47
6.3.1	Armaduktion.....	47
6.3.2	Hüftabduktion.....	48
6.3.3	Hüfthyperextension	49
6.3.4	Kopfanteflexion.....	49
6.3.5	Rumpfanteflexion.....	50
6.3.6	Liegestütz	50

6.4	Visuelle Aktivierungsmuster.....	51
6.4.1	Armaduktion.....	51
6.4.2	Hüftabduktion.....	52
6.4.3	Hüfthyperextension	52
6.4.4	Kopfantelexion.....	53
6.4.5	Rumpfantelexion.....	53
6.5	Übereinstimmung: Aktivierungsmuster O-EMG/Janda.....	53
6.5.1	Armaduktion.....	54
6.5.2	Hüftabduktion.....	54
6.5.3	Hüfthyperextension	55
7	Diskussion.....	56
7.1	Reliabilität und Validität des automatisierten Verfahrens	56
7.2	Fehleranalyse.....	58
7.3	Analyse der Bewegungstereotypen.....	64
7.4	Methodenbewertung	72
8	Schlussfolgerung	74
9	Literaturverzeichnis	77
10	Abbildungsverzeichnis	88
11	Tabellenverzeichnis	90
12	Anhang.....	91
12.1	Lebenslauf	91
12.2	Danksagung	92
12.3	Ehrenwörtliche Erklärung	92

1 Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, die Bewegungstereotypen nach Janda mittels Oberflächen-Elektromyographie (O-EMG) zu validieren. Dazu wurde die Messung der Muskelfunktion mit einem 8-Kanal-Oberflächen-EMG durchgeführt. Hauptaugenmerk wurde auf die Aktivierungsreihenfolge der verschiedenen Muskelgruppen in der Kette des jeweiligen Bewegungstereotyps gelegt. Die Studie hatte folgende Bewegungstereotype als Untersuchungsmittelpunkt: Armabduktion, Hüftabduktion, Hüfthyperextension, Kopfanteflexion, Rumpfanteflexion und Liegestütz.

Für die Forschung auf dem Gebiet der Sensomotorik ist es von immenser Bedeutung, effiziente Methoden zur Beurteilung von Bewegungstereotypen zu entwickeln und zu verbessern. Die Oberflächen-Elektromyographie ist eine geeignete Methode für die Registrierung von Muskelaktivitäten und wurde auf ihre Reliabilität und Praktikabilität hin geprüft. Eine Auswertungssoftware sollte das diagnostische Messverfahren erleichtern. Es wurden 20 klinisch gesunde Probanden untersucht. Während der dreimaligen Wiederholung des jeweiligen Stereotyps, wurde mittels Oberflächen-EMG Muskelaktivitäten abgeleitet, graphisch dargestellt und mit Hilfe der Auswertungssoftware die Rekrutierungsreihenfolge abgebildet. Es wurden Übereinstimmungen der Ergebnisse bezüglich der Aktivierungsreihenfolge der untersuchten Muskelgruppen mit der von Janda als ideal bewerteten ermittelt. Ebenfalls wurde die visuelle Untersuchung durch einen erfahrenen Untersucher durchgeführt und ausgewertet.

Die EMG-Polygraphie zeigte eine überwiegend gute bis sehr gute Intrasession-Reliabilität bei Beurteilung der sechs Bewegungstereotypen hinsichtlich der Aktivierungsreihenfolgen, mit Overall-Kappa-Koeffizienten von -0,444 bis 0,926. Die schlechten Kappa-Werte wurden bei der Rumpfanteflexion ermittelt, ansonsten sind die Ergebnisse zufrieden stellend, mit 56-100% Overall-Kappa-Koeffizienten über 0,5. Die Intersession-Reliabilität zeigte ebenfalls gute bis sehr gute Übereinstimmungen, mit Overall-Kappa-Koeffizienten von 0,200 bis 0,838. Auch bei diesem Testgütekriterium bildet die Rumpfanteflexion das Schlusslicht. Zusammenfassend wurden gute Ergebnisse ermittelt mit 75-100% Overall-Kappa-Koeffizienten über 0,5.

Die visuelle Ermittlung der Rekrutierungsreihenfolge ergab eine deutliche Rangverteilung mit lediglich minimaler Streuung. Neben der Anzahl der Wiederholungen hat auch die Objektivität des Untersuchers Einfluss auf die Ergebnisse (Bak 1998). Da die zeitlichen

Unterschiede der Muskelaktivierung im Millisekundenbereich liegen, ist die O-EMG der visuellen Methode vorzuziehen.

Die SinfoMed EMG- Software ist ein guter Anfang für eine praktikable Auswertungssoftware in der O-EMG. Sie sollte in der Zukunft noch optimiert werden um die Aussagekraft dessen zu verbessern und mögliche Fehlinterpretationen vermieden werden können.

Es konnte in dieser Studie bestätigt werden, dass die O-EMG ein geeignetes Verfahren zur Bewertung von Bewegungstereotypen ist, sowie für wissenschaftliche und diagnostische Zwecke geeignet ist. Möglicherweise kann die O-EMG auch zur Feedback-Therapie eingesetzt werden.

2 Einleitung

Die Sensomotorik bezeichnet das Zusammenspiel von sensorischen und motorischen Leistungen auf verschiedenen Ebenen. Es ist ein komplexes, dynamisches und in sich geschlossenes System. Die wesentlichen Aufgaben sind das Ausführen der Bewegung (Zielmotorik) und die aktive statische und dynamische Sicherung und Stabilisierung von Stellung, Haltung und Gleichgewicht (Stützmotorik) als wesentlicher Bestandteil jeder willkürlichen Handlung. Das sensomotorische System ist zudem in der Lage physiologische Bewegungsmuster (Stereotype) zu programmieren, zu speichern, zu verarbeiten und zu realisieren. Die Muskelaktivierung erfolgt dabei einerseits zur Bewegungsausführung (Dynamik), andererseits zur Bewegungsstabilisation (Statik).

Seit Jahrzehnten wird der Einfluss der Muskulatur auf Störungen des Bewegungsapparates und die damit verbundenen Schmerzen betont (Lewit 1987; Travell und Simons 2001; Sachse und Schildt- Rudloff 1997; Mense 1999). Heutzutage führen die Menschen hauptsächlich sitzende, sowie monotone, einseitige, statische Aktivitäten aus, welche zu einer inadäquaten Beanspruchung des Bewegungssystems führen. Es kommt zu Über- und Unterforderung sowie zu Fehlbeanspruchung. Folgen sind die Abnahme der Muskelmasse und -kraft, sowie eine Entwicklung von Fehlbelastungen und Muskeldysbalancen mit defizitären sensomotorischen Leistungen. Wenn es zu Störungen der sensomotorischen Integrität kommt, hat dies somit Einfluss auf das ganze Bewegungssystem. Folgen können die Stereotypänderung der Muskulatur, Strukturveränderungen am Bewegungssystem und Störungen in der Kinästhesie sein.

Sichtbar wird diese Situation u.a. in einem gestörten Bewegungsmuster. V. Janda definierte sechs Bewegungsabläufe (Armabduktion, Hüftabduktion, Hüfthyperextension, Rumpf- und Kopfanteflexion, Liegestütz), welche einen guten Überblick über das ganze Bewegungssystem geben sollen. Wird ein Muskel während der Bewegung zum falschen Zeitpunkt aktiviert stellt dies eine mögliche Funktionspathologie für den Skelettmuskel dar. Für die Forschung auf dem Gebiet der Sensomotorik ist es von immenser Bedeutung effiziente Methoden zur Beurteilung von Bewegungstereotypen zu entwickeln und zu verbessern. Für die Analyse von Störungen in den Bewegungsmustern fehlen jedoch reliable diagnostische Tests, das heißt zuverlässige Untersuchungen.

Die Bedeutung der Oberflächen- Elektromyographie (O-EMG) wurde bereits in der Grundlagenforschung und für spezifisch diagnostische Fragen (Bak 1998; Bänisch 2004) bewiesen, es gibt aber bis heute keine umfassende klinische Anwendung. Dies liegt unter

anderem daran, dass die Elektromyographie immer noch die Methode der klinischen Elektrophysiologie ist, die mit den meisten Schwierigkeiten in Bezug auf Durchführung und Interpretation behaftet ist. Es bestehen bei der Anwendung viele Einschränkungen, die verstanden, berücksichtigt und ggf. korrigiert werden müssen, damit es sich um eine wissenschaftlich basierte Methode handelt, die nicht so stark von der Art und Weise ihrer Anwendung abhängt.

2.1 Problemdarstellung

Bisher existiert keine einheitliche Meinung hinsichtlich der Aktivierungsreihenfolge einzelner Muskel (-gruppen) bei Realisierung der Bewegungsmuster. Die visuelle Bewertung der Stereotype zeigt schlechte Reliabilitätsergebnisse mittels Test-Retest (Bak 1998). Eine der Ursachen dafür ist die Tatsache, dass die zeitlichen Abstände zwischen der Aktivierung der zu untersuchenden Muskeln zum Teil sehr gering und somit für das menschliche Auge kaum zu erfassen sind. Dahingegen bewährte sich die EMG- Polygraphie als eine effiziente Methode mit guten Reliabilitätsergebnissen (Bak 1998). Für die alltägliche Anwendung erwies sich die O-EMG jedoch lange Zeit als zu aufwendig, sowohl finanziell als auch zeitlich.

Ziel dieser Studie ist es die O-EMG unter Verwendung einer neuen Auswertungssoftware, auf ihre Reliabilität und Praktikabilität hin zu testen und kritisch zu hinterfragen. Des Weiteren soll die von Janda, über rein visuelle Beobachtungen als ideal charakterisierten Muskelketten der Bewegungstereotype mit den Rekrutierungsreihenfolgen durch Anwendung der O-EMG verglichen und diskutiert werden. Außerdem soll untersucht werden, inwiefern die EMG-Polygraphie dazu geeignet ist, eine Rangfolge der Muskelaktivitäten bei Durchführung eines Bewegungsmusters, darzustellen.

3 Fragestellung

3.1 Wie hoch ist die Intrasession- Reliabilität der O- EMG bei Beurteilung der Bewegungstereotypen nach Janda?

Die Intrasession- Reliabilität beschreibt das Ausmaß der Reproduzierbarkeit von Messergebnissen bei wiederholter Messung durch den gleichen Untersucher. Die Rahmenbedingungen sollen dabei möglichst konstant bleiben. Neben allen zufälligen und systematischen Fehlern des Messinstruments, gehen bei diesem Testgütekriterium auch zeitliche Schwankungen des untersuchten Parameters bis zur Wiederholungsmessung ein. Es soll untersucht werden in welchem Ausmaß die Diskrepanz der erhobenen Auswertungsergebnisse zwischen den einzelnen Tests auf die methodischen Fehler und nicht auf die biologische Variabilität der untersuchten Bewegungstereotypen zurückzuführen ist.

3.2 Wie hoch ist die Intersession- Reliabilität der Oberflächen- EMG bei Beurteilung der Bewegungstereotypen nach Janda?

Die Intersession- Reliabilität vermittelt das Ausmaß der Korrelation der Werte an zwei verschiedenen Sitzungen (Test-Retest). Das Zeitintervall zwischen den Erhebungen sollte im Vorfeld für alle Probanden festgelegt werden um eine Vergleichbarkeit der Werte zu gewährleisten. Eine Testmethode, die sich nicht reproduzieren lässt, kann nicht zu korrekten Urteilen führen.

3.3 Wie ist die Praktikabilität der Oberflächen- EMG?

Für die klinische Anwendung der Oberflächen- Elektromyographie ist eine unkomplizierte und schnelle Bedienung der Software wünschenswert. In der Vergangenheit stellte für den Behandler vor allem die Dauer der Auswertung der EMG- Aufzeichnung ein Problem dar. Es soll untersucht werden ob ein standardisiertes Auswertungsverfahren die Praktikabilität verbessert.

3.4 Wie sicher wird eine bestimmte Reihenfolge der Muskelaktivität mittels O- EMG dargestellt?

Janda (1984) hat beim Menschen 6 Grundstereotype beschrieben: Armabduktion, Hüftabduktion, Hüfthyperextension, Kopfanteflexion, Rumpfanteflexion und Liegestütz.

Hinsichtlich der Aktivierungsreihenfolge einzelner Muskel und Muskelgruppen bei Realisierung dieser Stereotype erfolgte die Evaluation in der Vergangenheit überwiegend in Form visueller Beurteilungen (z.B. Gangbild). Es soll diskutiert werden, inwiefern die Oberflächen- Elektromyographie dazu geeignet ist ein Aktivierungsmuster darzustellen.

3.5 Bestehen hinsichtlich der Aktivierungsmuster Seitenunterschiede?

Es soll dargestellt werden, inwiefern bei der Durchführung der Bewegungstereotype nach Janda, Aktivierungsmuster zu erkennen sind und ob Seitenunterschiede bei den Stereotypen Armabduktion, Hüftabduktion und Hüfthyperextension feststellbar sind. Kann man eine dominante und eine nicht dominante Seite differenzieren?

3.6 Inwiefern korrelieren die Aktivierungsmuster der Oberflächen- EMG mit denen von Janda visuell festgelegten Aktivierungsreihenfolgen?

Abschließend soll diskutiert werden, inwiefern sie Aktivierungsmuster, welche mittels O-EMG ermittelt wurden, mit denen von Janda rein visuell festgelegten Aktivierungsreihenfolgen korrelieren. Dabei stehen die Bewegungstereotype: Armabduktion, Hüftabduktion und Hüfthyperextension im Mittelpunkt der Betrachtung.

4 Grundlagen

4.1 Funktionelle Anatomie der Muskulatur

Die Muskulatur ist das Erfolgsorgan des Zentralnervensystems und ermöglicht dem Menschen, die empfangenen und verarbeiteten Reize aus der Umwelt durch entsprechende Reaktionen zu beantworten. Sie ist der aktive Teil oder der Motor des Stütz- und Bewegungssystems. Neben der Bewegungsfunktion hat die Muskulatur auch eine Haltefunktion, d.h. sie dient der Fixation und Stabilisierung von Skelettverbindungen bzw. von Funktionszuständen. Im Ganzen betrachtet hat das Muskelgewebe vier wesentliche Funktionen: es produziert Bewegung, transportiert Substanzen innerhalb des Körpers, dient der Stabilität und erzeugt Wärme (Raez et al. 2006).

Die Muskulatur ist ein kontraktiles Gewebe und wird nach ihrem Aufbau in die quergestreifte Muskulatur (Skelett- und Herzmuskulatur) und glatte Muskulatur (Wandmuskulatur der inneren Organe und Gefäße) unterschieden. Ein Skelettmuskel wird aus zahlreichen Muskelfaserbündeln, welche die Muskelfasern enthalten, zusammengesetzt (Schmidt et al. 2010). Über das somatische Nervensystem ist die Skelettmuskulatur willkürlich aktivierbar. Jede einzelne Muskelfaser wird über eine motorische Endplatte von einem efferenten Nerven stimuliert. Terminal verzweigt sich das Axon baumartig und endet an mehreren motorischen Endplatten. Eine motorische Einheit bezeichnet die funktionelle Einheit von einem Motoneuron mit den von ihm innervierten Muskelfasern. Bei Muskeln mit feinmotorischen Funktionen findet man vor allem kleine motorische Einheiten mit nur wenigen Muskelfasern (z.B. die äußeren Augenmuskeln, Kehlkopf), Muskeln mit grobmotorischen Aufgaben bestehen aus motorischen Einheiten mit vielen Muskelfasern (z.B. die große Rumpf- und Extremitätenmuskulatur). Um glatte Bewegungsabläufe zu gewährleisten, sind die zu einer motorischen Einheit gehörenden Muskelfasern im Muskel so angeordnet, dass sich die Territorien mehrerer motorischer Einheiten überlappen.

Mittels Elektromyographie ist man in der Lage, die Aktionspotentiale von motorischen Einheiten während der Muskeltätigkeit abzuleiten. Das entstandene Elektromyogramm gibt u.a. Aufschluss über die Anzahl der funktionsfähigen motorischen Einheiten des im Bereich der Elektrode liegenden Muskels.

Im Detail betrachtet besteht ein Skelettmuskel aus einer Mischung von Typ I und Typ II-Fasern. Über die Faserzusammensetzung wird die Leistung eines Muskels bestimmt. Die phylogenetisch ältere rote Haltemuskulatur besteht überwiegend aus Typ I-Fasern (Slow-

Fasern), welche durch einen hohen oxidativen Stoffwechsel charakterisiert werden und vorwiegend in Ausdauer Muskeln vorhanden sind. Sie haben ein vergleichsweise niedriges Kraftniveau, sind weniger ermüdbar, haben eine niedrigere Reizschwelle und neigen bei Nichtgebrauch zur reversiblen strukturellen Verkürzung mit einer verminderten Dehnbarkeit. Zu den posturalen Muskeln zählen: die ischiocrurale Muskelgruppe, M. rectus femoris, M. iliopsoas, M. tensor fasciae latae, der Hüftaußenrotator M. piriformis, die Hüftadduktoren, die Wirbelsäulenextensoren, die Schultergürtelheber mit dem oberen Teil des M. trapezius, des weiteren der M. levator scapulae, der M. sternocleidomastoideus sowie der M. pectoralis major und M. quadratus lumborum.

Die weiße Bewegungsmuskulatur ist phylogenetisch jünger und besteht vorwiegend aus Typ II- Fasern (Fast- Fasern). Diese Fasern führen zu schnellen, kurzen und kraftvollen Kontraktionen, sind schnell ermüdbar, haben eine höhere Reizschwelle und neigen bei Nichtgebrauch zur Atrophie. Zu den phasischen Muskeln zählen die Peronealmuskulatur, die Kniestrecker, die Bauchmuskulatur, die Hüftstrecker, untere Schulterblattstabilisatoren, oberflächliche und tiefe Halsbeuger sowie M. trapezius pars transversa (Aumüller et al. 2010). Die Haltemuskeln führen hauptsächlich isometrische Kontraktionen aus. Dabei werden die Muskeln bei gleich bleibender Länge in Kontraktionsspannung gesetzt. Die Bewegungsmuskeln führen hingegen vorwiegend isotonische Kontraktionen durch, wobei sich die Muskeln bei gleich bleibender Spannung verkürzen (Benninghoff und Drenckhahn 2008). Bei den meisten alltäglichen Bewegungen verändern sich Länge (Abnahme) und Spannung (Zunahme) gleichzeitig (konzentrische auxotone Konzentration).

Eine sichtbare Bewegung einer Extremität beginnt erst, wenn ein anfänglicher Widerstand gegen den Tonus der Antagonisten überwunden wurde. Der anfängliche Bewegungsablauf führt somit zu einem erhöhten Spannungszustand der Muskulatur ohne dass sich die Muskelfasern verkürzen (isometrische Kontraktion). Anschließend folgt eine Verkürzung der Muskelfasern bei gleich bleibender Spannung (isotonische Kontraktion). Im Hinblick auf die Muskelarbeit unterscheidet man eine statische von einer dynamischen Arbeitsweise. Während bei der statischen Arbeitsweise innere und äußere Kräfte einander entsprechen, liegen die Kräfte bei der dynamischen Arbeitsweise nicht im Gleichgewicht. Bei den sehr intensiven dynamischen (konzentrischen) Kontraktionen über einige Minuten finden sich sehr hohe Energieumsätze mit massiver Milchsäurebildung. Dabei überwindet der Muskel einen äußeren Widerstand und wird kürzer, d.h. Ursprung und Ansatz eines Muskels nähern sich an. Bei der exzentrischen Kontraktion hingegen ist der Widerstand größer als die

Muskelspannung, wodurch der Muskel gedehnt wird, d.h. Ursprung und Ansatz des Muskels entfernen sich. Diese Art der Muskelarbeit ist wichtig für Abbremsbewegungen.

Wichtig bei Betrachtung der Wirkungsweise der Muskulatur ist, dass Muskeln miteinander zu funktionellen Gruppen verknüpft sind und somit ihre Funktion gemeinsam ausführen. Für eine Muskelgruppe (Agonist) gibt es immer auch einen funktionellen Gegenspieler (Antagonist). Die Kenntnisse über das Zusammenspiel dieser beiden Gruppen spielen eine wesentliche Rolle bei der Beurteilung der Entstehung von Überlastungsschäden und von Schmerzen (Scherrington 1906). Ein funktionell gestörter Muskel kann gleichzeitig Ursache und Effektor seiner Störung sein.

Wenn es zu Störungen der sensomotorischen Integrität kommt, hat dies Einfluss auf das ganze Bewegungssystem. Folgen können die Stereotypänderung der Muskulatur (Verspannung, Atrophie, Entstehung von Triggerpunkten, Enthesiopathien, sekundäre Traumatisation), Strukturveränderungen (Funktionseinschränkung, Fehlstatik), Störungen in der Kinästhesie (wie Störungen des rezeptiven und kreativen Anteils der Motorik) und Überbeanspruchung/Fehlbeanspruchung (mit Schädigungen anatomischer Strukturen, wie Gelenkknorpel oder Bandstrukturen) sein.

4.2 Sensomotorik

Die Sensomotorik bezeichnet das Zusammenspiel von sensorischen und motorischen Leistungen auf verschiedenen Ebenen und ist dabei ein komplexes, dynamisches, in sich geschlossenes System. Aufgaben der Sensomotorik sind das Fühlen, Wahrnehmen, Lernen, Regeln, Steuern, Denken und Handeln. Dabei hat das sensomotorische System zeitgleich zwei wesentliche Funktionen, zum einen das Ausführen der gewünschten Bewegung (Zielmotorik) und zum anderen die aktive statische und dynamische Sicherung und Stabilisierung von Haltung, Stellung und Gleichgewicht (Stützmotorik) als wesentlicher Bestandteil jeder willkürlichen Handlung (Laube 2003). Morphologisch betrachtet erzeugt es elektrische Impulse, produziert chemische Substanzen und leistet mechanische Arbeit (Wolf 1996). In diesem Zusammenhang wurde auch der Begriff der Kybernetik eingeführt, wobei es sich dabei um die Lehre von rückgekoppelten Steuerungs- und Regelungsvorgängen handelt (Wiener 1948). Bei diesen Vorgängen spielen vor allem Informationen aus der In- und Umwelt eine wesentliche Rolle.

Die sensomotorische Koordination stellt somit eine Grundlage der Bewegungssteuerung dar. (Strauzenberg et al. 1990). Für die funktionsgerechte Bewegungsausführung sind alle an der

Motorik beteiligten Strukturen auf Informationen von ihren Rezeptoren angewiesen. (Markworth 2009). Diese Sensoren in der Körperperipherie (in der Muskulatur, den Sehnen, den Gelenken, der Haut) erstatten sensorische Rückmeldungen an das Zentralnervensystem über die momentan eingenommene Körperhaltung oder den durchgeführten zielmotorischen Bewegungsablauf (Marées 2002). Eine bedeutende Funktion des sensomotorischen Systems ist die Fähigkeit, physiologische Bewegungsmuster (Stereotype) zu programmieren, zu speichern, zu verarbeiten und zu realisieren. Die Fähigkeit des motorischen Lernens ist die Voraussetzung für die Erstellung von motorischen Stereotypen. Wenn zwei Neuronen mehrmals gleichzeitig aktiviert werden, entsteht zwischen ihnen eine raschere und leichtere Reizübertragung. Diese Bahnung wird aber nur bei ständiger Benutzung dauerhaft erhalten, ansonsten kann sie wieder verloren gehen. Es entstehen „bedingte, konditionierte Verknüpfungen“ (Palm 1988).

4.2.1 Funktionsprinzip des Regelkreises

Als Regelkreis wird der in sich geschlossene Wirkungsablauf für die Beeinflussung einer physikalischen oder chemischen Größe (Regelgröße) in einem Prozess bezeichnet. Dabei wird der Istwert (aktueller Zustand) ständig durch ein Messglied registriert und durch einen Regler mit einem Sollwert verglichen. Es kann zu Ungleichheiten (Regelabweichungen) zwischen Ist- und Sollwert durch den Einfluss von so genannten Störfaktoren auf die Regelgröße kommen. Diese Störfaktoren sind von außen kommende Veränderungen, wie z.B. bei einem Muskel die plötzliche Dehnung durch den Schlag des Reflexhammers auf die Sehne. Das Ziel des Reglers ist den Istwert konstant zu halten, in dem an ein Stellglied die angestrebte Stellgröße übermittelt wird. Mit dem Ergebnis, dass sich die Regelgröße möglichst optimal dem Sollwert annähert. Wesentlich hierbei ist die Rückführung des aktuellen Wertes an den Regler (negative Rückkopplung), wodurch in die verschiedenen Regulationsstufen eingegriffen werden kann. Hier schließt sich der Regelkreis (Feedbackschaltung). Durch Vorgabe einer veränderten Führungsgröße können Angleichungen an neue Gegebenheiten erfolgen. „Das Grundprinzip des Regelkreises ist die vom Wirkungsziel bestimmte, geschlossene Wirkungskette von heterogenen Elementen. In ihr spielt ein gerichteter Fluss von systemkonformen Informationen eine zentrale Rolle“ (Wolf 1996).

4.2.2 Strukturen des sensomotorischen Systems

Beim Menschen kann man ein komplexes, hierarchisch aufgebautes System vorfinden, welches den Grundprinzipien des Regelkreises folgt. Dieses System ist auf drei hierarchisch geordneten Steuerungsebenen angesiedelt: der intellektuellen, der perzeptiv-kognitiven und der Ausführungsebene (sensomotorische Steuerungsebene), die mittels rückgekoppelter Regelkreise miteinander verknüpft sind.

Auf der intellektuellen Ebene werden der Bewegungsplan und die Handlungsstrategie erstellt. Die perzeptiv-kognitive Steuerungsebene dient der Informationsaufnahme und –aufbereitung und der Durchführung von Kontrollprozessen um ein Handlungsschema erstellen zu können. Hier findet auch die Integration von Sensorik und Motorik statt, wobei eine gestörte Sensorik kein normales motorisches Muster programmieren und auslösen kann (Coenen 1996).

Auf der Ausführungsebene werden durch Ausführung des Handlungsablaufs Bewegungen vollzogen. Der Skelettmuskel wird dabei als reines Ausführungsorgan betrachtet und führt eine motorische Aktion durch.

Der monosynaptische Muskeldehnungsreflex ist ein Beispiel für einen Regelkreis der Muskellänge, wobei es sich um einen Eigenreflex handelt (Sensor und Effektor im gleichen Organ). Es kommt bei impulsförmiger passiver Muskeldehnung, z.B. durch Schlag mit dem Reflexhammer auf die Muskelsehne, zur kurzen Dehnung der intrafusalen Muskelfasern samt Sensoren. Über eine Membrandepolarisation der Endigungen der Muskelspindelafferenzen löst diese abrupte Dehnung eine Entladungssalve in den Ia- Afferenzen aus, die zur Aktivierung der α - Motoneurone und einer unregelmäßigen Verkürzung des Muskels (Effektor) führt (T-Reflex). Die Aufgabe der phasischen Afferenz besteht in diesem Ablauf darin, die Längenänderung (das differenzierte Signal) in das rückgekoppelte Signal des Regelkreises einzuspeisen, wodurch das Ansprechverhalten des Regelkreises beschleunigt und damit die Wirkung dieser proportional-differenzialen Regelung (PD-Regelung) verbessert wird (Schmidt et al. 2010).

4.3 Oberflächen- Elektromyographie (O-EMG)

Die Elektromyographie (EMG) ist eine neurophysiologische Untersuchung bei der die natürliche, elektrische Aktivität von Muskelfasern gemessen wird. Sie wird definiert als die Registrierung und Aufzeichnung der bei Muskelanspannung entstehenden elektrischen Phänomene. Durch die O-EMG wird die bei der Erregung des Muskels entstandene

elektrische Aktivität gemessen. Dabei wird die willkürliche Kontraktion der Muskulatur vom zentralen Nervensystem gesteuert und durch die Aktivierung einzelner Muskelfasern umgesetzt. Der Muskel ist funktionell in einzelne motorische Einheiten unterteilt (siehe 4.1). Die Erregung der Muskelfaser erfolgt über elektrische Impulse (Aktionspotentiale), die sich vom zentralen Nervensystem ausgehend über die Axone bis zu den Synapsen, den motorischen Endplatten, ausbreitet. Durch die Aktionspotentiale werden hier Transmitter ausgeschüttet, welche zu einer Depolarisation des Muskelfasermembranpotentials führt. Daraufhin breitet sich das Aktionspotential weiter entlang der Muskelfaser in Richtung der beiden Faserenden aus. Durch die unterschiedliche Ionenkonzentration Intra- und Extrazellulär entsteht eine Spannung. Die Aktionspotentiale stellen somit die Signalquelle dar, wobei es sich um extrem schwache elektrische Ströme im Mikrovoltbereich handelt. Hauptsächlich werden Summenpotentiale von allen oder mehreren Fasern willkürlich aktivierter motorischen Einheiten, die sich im Einzugsbereichbereich der Elektrode befinden, abgeleitet und als Interferenzmuster erfasst. Die motorischen Einheiten werden dabei nach dem Alles-oder-Nichts-Prinzip aktiviert (Basmajian und De Luca 1985). Nach multiplen Filterverfahren werden anschließend Amplitude und Frequenz bewertet.

Das Unterhautgewebe, das zwischen Muskel und Elektrodenoberfläche liegt und das Signal weiterleitet, wird als Volumenleiter betrachtet. Je nach dem, wie stark die Aktivierung der Muskulatur ist, fällt die Feuerungsrate aus. Die Feuerungsrate bezeichnet die Frequenz, mit der die einzelnen motorischen Einheiten erregt werden und ist bei gesteigerter Muskelaktivität erhöht. Aus diesem Ablauf resultiert die aufgezeichnete elektromyographische Aktivität (siehe Abb. 1).

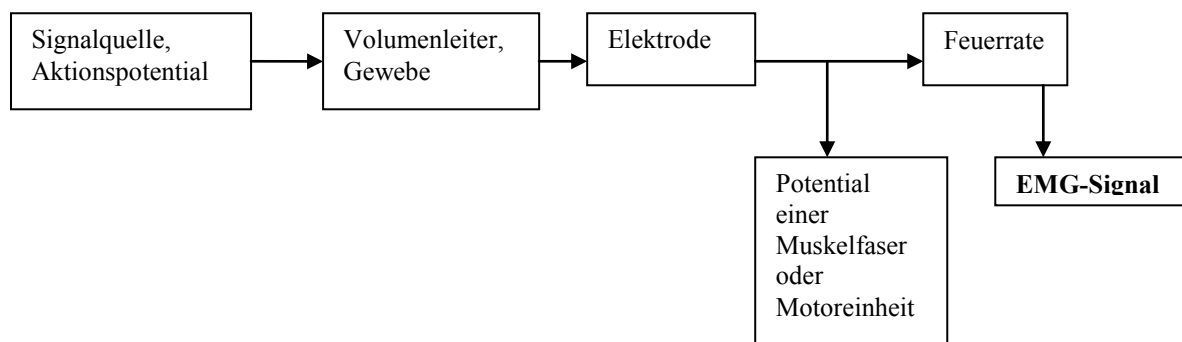


Abb. 1: Schematische Darstellung der einzelnen Schritte in der Modellierung oberflächendetektierter EMG-Signale nach SENIAM (1999), leicht vereinfacht (Hermens et al., 2000)

Die Signalstärke weist zwar eine Korrelation mit der Kontraktionsstärke auf, ist aber nicht mit dieser identisch (Lawrence und De Luca 1983). Aufgrund der Signalveränderung durch den Weg zur Elektrode, durch Fett, Bindegewebe und Haut ist es notwendig, das Signal je nach Bedarf zu verstärken, verarbeiten, speichern und graphisch darzustellen (Edel et al. 1991). Diesbezüglich besteht eine große apparativtechnische, als auch anwendungsmethodische (Abb. 2) und diagnostische Vielfalt. Allerdings kommen bei der Beurteilung von komplexen Bewegungsabläufen nicht alle Varianten zur Anwendung (Bak 1998).

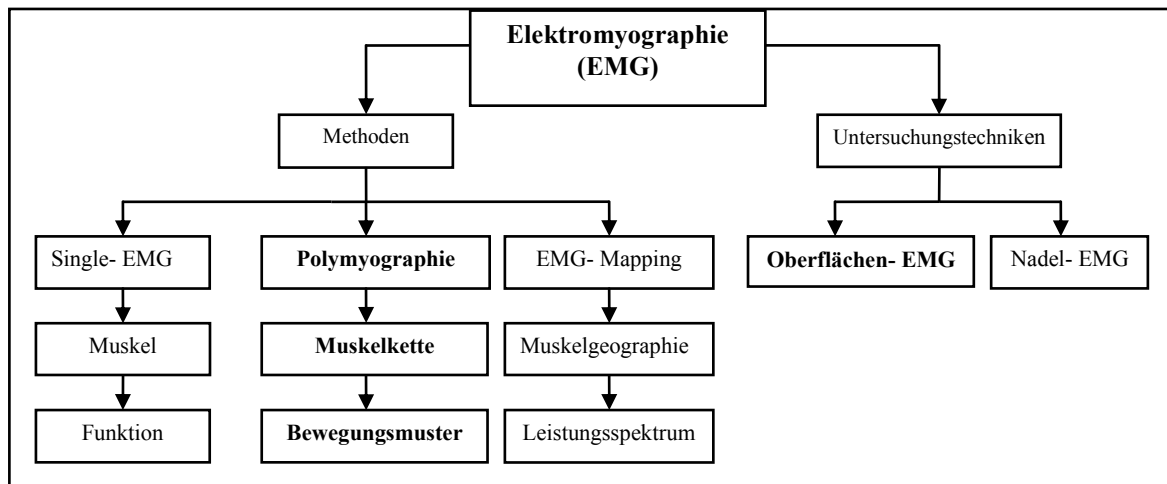


Abb. 2: Elektromyographische Untersuchungstechniken und –methoden

Es gibt zwei Untersuchungstechniken in der Elektromyographie, die klassische Nadel- EMG und die Oberflächen- EMG (O-EMG). Ersteres sagt etwas über die Lokalisation und Genese von Störungen der motorischen und sensiblen Nerven, der motorischen Endplatte und der Muskulatur aus. Bei diesem invasiven intramuskulären Verfahren kann somit, durch Verwendung von konzentrischen und monopolaren Nadelelektroden, zwischen neurogenen und myogenen Ursachen motorischer Störungen differenziert werden (Stalberg et al. 1996).

Die noninvasive perkutane Oberflächen- EMG hingegen informiert über Ausdehnung, Schweregrad und Dynamik des pathologischen Prozesses, unter Berücksichtigung der zentralen Steuerungs- und Regelungsvorgänge. Bei der O-EMG kommt es zur Signalsummation aller aktiven motorischen Einheiten (Basamajian und De Luca 1985). Es tritt dabei ein glättender Integrationseffekt durch die Volumenleitung bis zur Hautoberfläche und die relativ großen Kontaktflächen der Elektroden an der Oberfläche auf. Da die zugrundeliegende Signalform als Dipol aufgenommen wird, enthält das gemessene Interferenzmuster sowohl positive als auch negative Amplitudenwerte (Basmajian und De Luca 1985). Um die mittleren Amplitudenwerte zu ermitteln, bedient man sich in der Regel der Wurzel aus dem

Mittelwert des quadrierten Oberflächen- EMG- Signals über einen bestimmten Zeitabschnitt (root- mean- square, RMS) oder des gleichgerichteten und geglätteten Oberflächen- EMG- Signals (averaged rectified value, ARV). Beide Maße sind abhängig von der Anzahl der aktivierten motorischen Einheiten und deren Entladungsrate und steigen mit zunehmender Belastung an (Basamajian und De Luca 1985). Aufgrund dieser Werte können beispielsweise Vergleiche unterschiedlicher motorischer Einheiten erfolgen (Anders et al. 1997).

Für die Objektivierung der muskulären Relaxations- und Kontraktionsfähigkeit sowie zur Beurteilung funktioneller Einschränkungen ist die Oberflächen- EMG- Messung ein unerlässliches, wissenschaftliches abgesichertes und reliables Instrument (vgl. Daneels 2001; Kollmitzer 1999). Während die Single- EMG die Aktivität von einzelnen Muskeln erfasst, sind die Polymyographie zur Untersuchung von Muskelketten und das EMG- Mapping zur Beurteilung von Muskelgeographie und Leistungsspektren von den untersuchten Muskelgruppen geeignet.

Die Polymyographie ist die gleichzeitige elektromyographische Ableitung mehrerer Muskeln oder Muskelpaare in Ruhe und Funktion und stellt somit für die Untersuchung von Bewegungstereotypen und der daraus zu ermittelten Rekrutierungsreihenfolge die am besten geeignete Methode dar (Janda 1984).

4.4 Bewegungstereotypen nach Janda

„Unter einem Bewegungstereotyp (dynamisch-motorischer Stereotyp, Bewegungsmuster) versteht man einen einfachen oder komplizierten Bewegungsablauf, der automatisch abläuft und während der Bewegung ohne bewusste Kontrolle ein immer gleiches Muster zeigt (Janda 2000). Solche Stereotype werden in der Reihenfolge und Stärke der Muskelaktivierung durch Lernen und Wiederholung im ZNS gespeichert. Das ZNS besitzt dabei die Fähigkeit diese Abläufe durch innere und äußere Einflüsse zu verändern (Janda 2000). Die Aktivierung der Muskulatur erfolgt zur Bewegungsausführung (Dynamik) und zur Bewegungsstabilisation (Statik). Die Bewegungsstabilisation hat dabei den Vorrang.

Durch Beobachtung hat JANDA sechs ideale Bewegungsabläufe definiert, welche einen guten Überblick über die Qualität des ganzen Systems geben. Die Testbewegungen Hüftabduktion, Hüfthyperextension und Rumpfanteflexion sollen Informationen über die untere Körperhälfte, besonders in Beziehung zum Gang bzw. Schritt liefern. Dahingegen beziehen sich die Armabduktion, Kopfanteflexion und der Liegestütz auf die obere Körperhälfte und gewähren

eine Übersicht über die Qualität der Bewegungssteuerung im Schulter-Nacken- Bereich und somit über die Belastung der Schulterpartie und der Halswirbelsäule.

Für die Armabduktion, Hüftabduktion und Hüfthyperextension legte Janda eine Aktivierungsreihenfolge fest, welche als idealer Verlauf verstanden werden soll. Bei Abweichungen kann man von klar definierten pathologischen Abläufen, die mit großer Wahrscheinlichkeit zu klinischen Beschwerden führen können, als auch von Übergangsformen sprechen. In diesem Übergangsbereich kommt es durch zunehmende Abweichungen vom Ideal zu unökonomischen Bewegungsformen mit zunehmender verminderter Belastbarkeit des Patienten. Die übrigen drei Stereotype Kopfanteflexion, Rumpfanteflexion und Liegestütz werden eher global betrachtet. Hierbei wird nicht Wert auf das Aktivierungsmuster gelegt sondern auf das Zusammenspiel der Muskulatur, welches bei der Bewegung aktiviert wird (Janda 2000).

Wird ein Muskel während einer Bewegungsabfolge, nach Janda, zum falschen Zeitpunkt aktiviert, stellt dies eine mögliche Funktionspathologie für den Skelettmuskel dar. Ein Muskel wird im Bewegungstyp zu spät oder gar nicht eingesetzt, wenn er von seinem Antagonisten gehemmt wird (Inhibition). Janda spricht in diesem Fall von Pseudoparesen (Janda 2000). Bewegungsmusterstörungen wiederholen sich bei der Ausführung einer bestimmten Bewegung häufig. Daraus folgt eine fehlerhafte Belastung von Muskulatur, Gelenken und Bindegewebe sowie eine herabgesetzte Leistungsfähigkeit mit vorzeitiger Ermüdung (Janda 1984). Es wurden bereits einige Studien über die Ursachen von Störungen der Bewegungskoordination durchgeführt mit dem Ergebnis dass soziale Ansprüche (z.B. Zwangshaltung auf Arbeit), Schmerzreize (Arendt-Nielsen et al. 1996), Dekonditionierung (Pfungsten 2001), sowie funktionelle und morphologische Pathologien (Berghs 2000) als Ursachen angesehen werden können.

4.5 Methodenvvalidierung/ Statistik

4.5.1 Testgütekriterien

Eine Aufgabe der Studie besteht darin, die Zuverlässigkeit (Reliabilität, Agreement) der OEMG bei den sechs festgelegten Bewegungstereotypen numerisch darzustellen. Alle Tests führte derselbe Untersucher durch, wodurch die Intrasession- und Intersessionreliabilität bestimmt wurden.

Die Variabilität eines klinischen Befundes bei wiederholter Messung kann biologisch, untersucherbedingt oder methodisch begründet sein. Daraus abgeleitet können folgende Fehler erwartet werden:

- Biologische Variationen (die Befunde variieren von der Zeit)
- Zufällige Fehler, bedingt durch den Untersucher (Unkonzentriertheit, Ermüdung, Stress)
- Systematische Fehler, bedingt durch den Untersucher (Messung an verschiedenen Lokalisationen)
- Zufällige Fehler, bedingt durch die Testmethode (Tests mit unzureichender Standardisierbarkeit, Tests welche stark von der Mitarbeit und Motivation des Patienten abhängen)
- Systematische Fehler, bedingt durch die Testmethode (Tests die diagnostisch, sowie therapeutisch angewendet werden, Tests mit Lerneffekten)

Die Befundvariabilität sollte durch das Studiendesign bereits kontrolliert werden. Es ist z.B. das Zeitintervall zwischen den einzelnen Messungen klein zu wählen, wenn mit kurzfristigen Befundvariationen zu rechnen ist. Der Untersucher soll ausreichend ausgebildet und mit den Tests vertraut sein, sowie nicht unter Zeitdruck stehen oder übermüdet sein. Es sollte zudem eine Standardisierung der Messmethode bezüglich der Untersuchungslokalisierung, -ablauf, -technik und Beurteilungs- und Auswertungsparameter vorgenommen sein. Die Tests sollten keine systematischen Lerneffekte bei wiederholter Erhebung aufweisen (Tate et al. 1999).

Die Qualität eines Tests lässt sich nach Bortz und Döring (2002) an drei zentralen Kriterien der Testgüte festmachen: der Unabhängigkeit (Objektivität), der Eignung eines Messverfahrens bezüglich seiner Zielsetzung (Validität) und der Gesamtpräzision (Reliabilität). Für die Bestimmung dieser Hauptgütekriterien werden mehrere Möglichkeiten beschrieben, um die Testgüte möglichst genau beurteilen oder berechnen zu können.

Die Reliabilität ist das Ausmaß der Reproduzierbarkeit von Messergebnissen bei wiederholter Erhebung durch den gleichen Untersucher (Intrasession- Reliabilität). Von der Intersession-Reliabilität spricht man, wenn zwischen den Erhebungen ein größeres Zeitintervall besteht. Der Grad der Reliabilität wird als Korrelation zwischen den jeweiligen Werten der Messwiederholungen gemessen.

Bei diesem Testgütekriterium gehen neben allen zufälligen und systemischen Fehlern des Messinstruments auch zeitliche Schwankungen des untersuchten Parameters bis zur Messwiederholung ein. Die Reliabilität stellt somit ein wichtiges Kriterium für die Genauigkeit einer wissenschaftlichen Untersuchung dar.

Reliabilitätsuntersuchungen beurteilen die Präzision von Befunden, nicht deren Gültigkeit (Korrektheit, Validität). Eine Testmethode, die sich nicht reproduzieren lässt, kann nicht zu korrekten Urteilen führen. Reliabilität ist immer eine notwendige, aber nicht hinreichende Bedingung für Validität (Bortz und Döring 2002).

4.5.2 Statistisch-methodische Grundlagen

Für die Berechnung der Reliabilität klinischer Befunde auf der Basis qualitativer Daten konnte der von Cohen 1960 ursprünglich nur für nominale Daten entwickelte Kappa-Koeffizient herausragende Bedeutung erlangen (Bortz et al. 1990). Dieser Koeffizient beschreibt den Grad des Agreements zwischen zwei verschiedenen Messungen desselben Merkmals, wobei mögliche Zufallsübereinstimmungen berücksichtigt werden. Die Kappa-Berechnung kann dabei in absoluten oder relativen Häufigkeiten ablaufen.

Der Kappa- Koeffizient ist definiert als:

$$\kappa = \frac{p_o - p_c}{1 - p_c}$$

wobei p_o der gemessene Übereinstimmungswert und p_c die zufällig erwartete Übereinstimmung ist. Wenn die Messungen in allen Werten übereinstimmen, ist $\kappa = 1$. Sofern sich zwischen den Erhebungen nur Übereinstimmungen feststellen lassen, die mathematisch dem Ausmaß des Zufalls entsprechen, nimmt es einen Wert von $\kappa = 0$ an. Negative Werte weisen dagegen auf eine Übereinstimmung hin, welche noch kleiner ist als ein zufälliges Agreement. Kappa kann Werte zwischen -1 und +1 annehmen. Nach Landis und Koch (1977) besteht bei κ - Werten zwischen 0,21 und 0,4 eine ausreichende, zwischen 0,41-0,6 eine mittelmäßige (moderate), zwischen 0,61 und 0,8 eine beachtliche und bei Werten über 0,8 eine ausgezeichnete Reliabilität. Werte die kleiner sind als 0,2 bezeichnen eine minimale, kleiner als 0 eine schlechte Reliabilität.

Bei Tests mit mehr als zwei Beurteilungskategorien können sowohl die Gesamtübereinstimmung aller Kategorien in Form des Gesamt- Kappa- Koeffizienten (Overall- Kappa), als auch die Übereinstimmung für die zu betrachtende Kategorie in Form des Einzel- Kappa- Koeffizienten (Individual- Kappa) ermittelt werden.

Der zunächst für nominale Daten entwickelte ungewichtete Kappa- Koeffizient (Cohen 1960) wurde in Form des gewichteten Kappa- Koeffizienten für ordinal skalierte Daten weiterentwickelt (Cohen 1968). Der ungewichtete Kappa- Koeffizient zeigt mit der

Binärmethode (alles oder nichts) das Vorhandensein oder Nichtvorhandensein von Übereinstimmung, während der gewichtete Kappa- Koeffizient verschiedene Abstufungen der Nichtübereinstimmung berücksichtigt. Die Gewichtung des Kappa- Koeffizienten kann dabei unterschiedlich vorgenommen werden. Üblicherweise wird linear oder quadratisch gewichtet, aber auch eine unabhängige Gewichtung, entsprechend der individuellen Bedeutung der einzelnen Stufen des Disagreements, kann vom Untersucher festgelegt werden.

Ein adäquates Reliabilitätsmaß zur Berechnung der Zuverlässigkeit klinischer Befunde auf Basis quantitativer Daten stellt der Intraclass- Korrelationskoeffizient (ICC) dar (Shrout und Fleiss 1979; Fleiss 1985). Neben dem Ausmaß der Kovarianz berücksichtigt der ICC auch systematische Effekte. Fleiss und Cohens konnten 1973 nachweisen, dass der Intraclass- Korrelationskoeffizient mit dem quadratisch gewichteten Kappa- Koeffizienten (Cohens- Kappa) numerisch identisch ist (Fleiss und Cohen 1973; Bak 1998).

5 Material/ Methodik

5.1 Visuelle Bewertung

Im klinischen Alltag haben sich vor allem die Funktionstests nach Janda etabliert. Eine vollständige Beschreibung einer Muskelkette bereitet aber einige Schwierigkeiten, sodass ein geschlossenes Konzept für eine solche Methode nicht existiert (Bak 1998).

Die praktische Durchführung zur Ermittlung einer Muskelaktivitätsreihenfolge erfolgt in der Praxis, indem der Untersucher visuell die zu betrachtenden Muskelgruppen bewertet, während der Bewegungstereotyp durchgeführt wird. Dabei geht der Untersucher nach einem gewissen Schema vor (z.B. nach der Muskelaktivitätsreihenfolge nach Janda), da er nicht alle Muskelgruppen gleichzeitig erfassen kann. Daher kann es bei dieser visuellen Methode leicht zu einer Fehleinschätzung kommen, da die zeitlichen Abstände zwischen der Aktivierung der einzelnen Muskelgruppen meist sehr gering und dadurch für das menschliche Auge kaum erfassbar sind (Bak 1998). Somit ist eine nicht definierbare Anzahl an Wiederholungen nötig, bis der Untersucher die Aktivierungsreihenfolge festlegen und den gesamten Bewegungstereotyp beurteilen kann. Problematisch dabei ist, dass es zu Lerneffekten und Ermüdung kommen kann, und der Proband zum Schluss ein teilweise geändertes Bewegungsmuster zeigt (Strauzenberg et al.1990). Es ist also erstrebenswert die Wiederholungen auf ein Minimum zu begrenzen um dieser Ermüdung entgegenzuwirken.

In der Studie von Bak (1998), wurde eine minimale bis geringe Intrasession- Reliabilität, nach den Kriterien von Landis und Koch (1977), für die visuelle Methode ermittelt. Aufgrund dessen soll auf die Reliabilität der visuellen Methode in dieser Studie nicht noch mal näher eingegangen werden.

5.2 Probandengruppe

Die Messung wurde an 20 Probanden (9 männlich und 11 weiblich) im Alter zwischen 22 und 32 Jahren durchgeführt. Alle wurden über den Versuchsablauf und die eingesetzten Messmethoden aufgeklärt. Es wurde versichert dass es sich bei der Messung der Muskelfunktion mit Oberflächen Elektroden um eine völlig schmerzfreie Untersuchung handelt, bei der die elektrischen Signale der Muskulatur auf dem Computerbildschirm sichtbar gemacht werden. Eine schriftliche Einverständniserklärung zur Teilnahme an der

Studie wurde eingeholt. Die Probanden mussten folgende klinische Voraussetzungen erfüllen um an der Studie teilzunehmen:

- Keine aktuellen Beschwerden der Wirbelsäule, benachbarter Muskelgruppen und dem Bereich des Hüft- und Schultergelenks
- Keine pathologischen Muskelverspannungen der zu beurteilenden Muskelgruppen
- Keine pathologischen Muskelverkürzungen im Bereich der zu beurteilenden Muskelgruppen
- Freie Beweglichkeit der Wirbelsäule ohne Schmerzen(FBA <5cm; Schober \geq 4cm)
- Keine Funktionsstörungen/Blockierungen im Bereich der Wirbelsäule
- Klinischer Beckengeradstand
- Freie Beweglichkeit beider Hüftgelenke
- Freie Beweglichkeit beider Schultergelenke
- Keine neurologischen Ausfälle

5.3 Versuchsablauf

Zunächst wurde ein Antrag bei der Ethikkommission gestellt und ein positives Votum entgegengenommen (Ethik- Bearbeitungs- Nr.: 2095-08/07).

Als Einleitende Untersuchung wurde jeder Proband körperlich untersucht und es wurde auf visuelle Art und Weise ein Bild über alle zu untersuchenden Bewegungstereotypen erhoben. Dies erfolgte bei allen Probanden durch denselben Untersucher, wodurch die Subjektivität dieser Methode minimiert wurde. Der Frage nachzugehen, ob ein anderer Untersucher einen differenten Befund erheben würde, soll nicht Aufgabe dieser Studie sein.

Nach dieser Erstuntersuchung wurden alle Probanden bei der Ausübung der Stereotypen mit dem O-EMG gemessen. Dabei wurden die Probanden vor jeder Ausführung eines neuen Bewegungstereotyps auf den hierzu festgelegten Muskelableitungspunkten mit den EMG-Elektroden verbunden. Der genaue Bewegungsablauf wurde noch einmal erläutert. Anschließend wurde der Proband zu einem Probelauf aufgefordert.

Wenn alles zufrieden stellend abgelaufen war, wurde die Messung dreimal pro Seite hintereinander durchgeführt. Diese dreimalige Messung dient der Bestimmung der Intrasession-Reliabilität. Eine Woche nach der ersten Messung erfolgte dann eine erneute Durchführung, mit dreimaliger Wiederholung, nach dem gleichen Ablauf. Aufgrund dieser Messung konnte die Intersession-Reliabilität ermittelt werden.

Welcher Stereotyp als erster gemessen wurde und welcher folgte wurde durch Randomisierung zugeordnet, wodurch ein Effekt der Reihenfolge oder Ermüdung bestimmter Muskelgruppen vermindert werden soll.

Untersuchungsabschnitt		
	Arbeitsgebiet	Eigenschaften
1 Eignungsfeststellung		
	Anamnese Körperliche / klinische Untersuchung Ein- / Ausschlusskriterien	
2 Visuelles Bewertungsverfahren		
	Hüfthyperextension Hüftabduktion Rumpfanteflexion Kopfanteflexion Liegestütz Armabduktion	Reihenfolge randomisiert, gleicher Untersucher bei allen Probanden
3 Oberflächen- EMG- Messung		
	Hüfthyperextension Hüftabduktion Rumpfanteflexion Kopfanteflexion Liegestütz Armabduktion	Reihenfolge randomisiert, Probelauf pro Stereotyp, 3 Messungen (pro Seite) mit 30 Sekunden Pause, wobei die Elektrodenpositionen unverändert blieb, nach einer Woche erneute Elektroden- Positionierung und Messung

Abb. 3: Flussschema, Versuchsablauf

5.4 Bewegungsstereotypen nach Janda

Im ersten Teil der Studie wurden die Probanden von einem erfahrenen Untersucher in allen 6 Bewegungsstereotypen geprüft. Hierbei wurden die Vorgaben nach Janda zur Bestimmung der Aktivierungsreihenfolge der Muskelketten verwendet.

Im zweiten Teil der Studie wurde durch eine O- EMG- Messung, während der Durchführung der Bewegungsstereotype, eine sehr genau differenzierbare Aktivierungsreihenfolge der Muskeln erhoben.

Wichtig ist, dass die Bewegung vom Probanden so durchgeführt wurde, wie er sie auf eigene Weise durchführen würde. Das bedeutet, dass der Untersucher darauf achten musste, dass auch die richtige Bewegung ausgeführt wird, aber nicht zu sehr in das natürliche Bewegungsmuster durch Korrekturen eingegriffen wird. Auch sollte Faszilitation, welche

durch Berührung des Probanden während der Ausführung ausgelöst werden kann, unbedingt vermieden werden, da es dabei zu einer Beeinflussung des Ablaufs in der Aktivierungsreihenfolge der einzelnen Muskeln innerhalb der Muskelkette kommen kann (Janda 2000).

Beide Teile der Studie hatten folgende Bewegungstereotype als Untersuchungsmittelpunkt: Armabduktion, Hüftabduktion, Hüfthyperextension, Kopfanteflexion, Rumpfanteflexion und Liegestütz.

5.4.1 Bewegungsablauf

5.4.1.1 Armabduktion

Die Abduktion des Armes im Schultergelenk wurde im Stehen ausgeführt. Dabei wurde der Arm um 90° im Ellenbogengelenk gebeugt, was einer unerwünschten Rotation im Schultergelenk vorbeugen soll. Als ideale Aktivierungsreihenfolge gilt hier nach Janda:

1. ipsilateraler M. deltoideus und M. supraspinatus
2. kontralateraler M. trapezius(statisch)
3. ipsilateraler M. trapezius
4. kontralateraler M. quadratus lumborum
5. kontralaterale Mm. Peronei

Zur Diskussion der Ergebnisse sollte hier ein weiterer Muskel betrachtet werden:

- kontralateraler M. rhomboideus major

Für die O- EMG- Messung wurde der M. supraspinatus nicht mit einbezogen, sondern Hauptaugenmerk auf den M. deltoideus gelegt. Während der Armabduktion sollte der visuelle Untersucher sich hauptsächlich auf die Bewegung des Schultergürtels konzentrieren, wie die eigentliche Abduktion, die Rotation des Schulterblattes und die Elevation des ganzen Schultergürtels (Janda 2000).

5.4.1.2 Hüftabduktion

Ausgehend von der Seitenlage und mit leicht gebeugtem unten liegendem Bein, wurde das oben liegende Bein (gestreckt) abduziert. Sobald sich das Becken mitbewegt hat, sollte die Bewegung beendet werden. In Seitenlage war darauf zu achten, dass der Rumpf genau seitlich liegt oder leicht nach vorn rotiert war, keinesfalls sollte es eine Ausgangsposition mit nach hinten rotiertem Rumpf sein. Als ideale Reihenfolge der drei wichtigsten an diesem Stereotyp beteiligten Muskulaturen gilt:

1. ipsilateraler M. gluteus medius
2. ipsilateraler M. tensor fasciae latae
3. ipsilateraler M. quadratus lumborum.

Wobei darauf Wert zu legen war, dass der M. quadratus lumborum nur statisch arbeitet, also nicht das Becken auf dynamische Art und Weise kippen soll. Auch hier sind weitere Muskeln beteiligt, welche klassisch nicht unbedingt betrachtet werden, aber deren Aktivität in dieser Studie diskutiert werden sollten. Dies sind:

- ipsilateraler M. rectus femoris
- ipsilateraler lumbaler M. erector spinae
- ipsilateraler M. obliquus internus/ externus abdominis

5.4.1.3 Hüfthyperextension

Die Bewegung wurde in Bauchlage ausgeführt, hierbei war darauf zu achten, dass die Füße über den Rand der Bank hängen. Dadurch wurde erst ein richtiger Ablauf ermöglicht, denn eine passive Rotation hätte die Untersuchung verfälscht. Der Kopf konnte dabei rotiert liegen, da dies den Bewegungsablauf nicht beeinflusst. Dann wurde die Hüfte aus der Grundstellung (0-Stellung) überstreckt. Je nach Konstitution schwankte diese Hyperextension um 10 - 15°. Als ideale Aktivierungsreihenfolge gilt nach Janda:

1. ipsilaterale ischiokrurale Muskulatur
2. ipsilaterale M. gluteus maximus
3. kontralateraler M. erector spinae pars lumbalis
4. ipsilateraler M. erector spinae pars lumbalis
5. kontralateraler M. erector spinae pars thoracolumbalis
6. ipsilateraler M. erector spinae pars thoracolumbalis.

5.4.1.4 Kopfanteflexion

Dieser Stereotyp wurde klassisch auch wieder nur rein visuell und praktisch betrachtet. Dazu wurde der Proband gebeten aus der Rückenlage den Kopf anzuheben. Dies sollte so geschehen, dass er dabei dann nach vorne schauen konnte, es sollte also eine runde Bewegung mit Anheben und Flexion sein.

Es wurde bewertet, wie der Kopf gehoben wird. Ob er eventuell rein durch den M. sternocleidomastoideus angehoben wurde und dabei im Extremfall sogar eine Überstreckung

des Kopfes entstand, was der Fall bei einer Schwäche der tiefen Halsbeuger wäre. Oder ob der Kopf nur im Hals gebeugt, aber nicht angehoben werden konnte, was für eine Schwäche des M. sternocleidomastoideus sprechen würde.

Um ebenfalls eine Bewertung mit der O- EMG durchführen zu können und diese Ergebnisse zu diskutieren, sollten folgende Muskeln abgeleitet werden:

- rechter und linker M. sternocleidomastoideus
- rechten und linken Mm. scaleni
- rechter und linker M. trapezius descendens
- rechte und linke Halsstreckermuskulatur

Ein Problem hierbei war es, die einzelnen Elektroden richtig und sinnvoll zu platzieren, da gerade im Hals und Nackenbereich bei einigen Probanden nicht so viel Platz war, um die vielen Ableitungspunkte richtig positionieren zu können.

5.4.1.5 Rumpfanteflexion

Aus der Rückenlage wurden zuerst der Kopf, dann die Schultern und anschließend die Brustwirbelsäule vom Untergrund abgehoben. Es sollte also eine Art Aufrollen sein. Die Bewegung wurde beendet, wenn auf Höhe der unteren Schulterblattwinkel der Rumpf ca. 5cm von der Bank entfernt war. Als wichtig ist zu erachten, dass der M. iliopsoas durch eine richtige Ausgangsposition möglichst nicht mitarbeiten konnte. Dies wurde erreicht, indem die Knie leicht gebeugt wurden, die Füße kräftig aktiv plantarflektiert und die Fersen gegen die Unterlage gedrückt wurden.

Die Bewertung dieses Stereotyps erfolgte im klassischen Sinne nicht über eine Aktivierungsreihenfolge. Es wurde bewertet, ob der Rumpf 5 cm vom Untergrund abgehoben werden konnte, ob dies zitterfrei geschah und ob es als eine Art „Aufrollen“ verstanden werden konnte.

Die Studie wollte nun prüfen, ob es einen Sinn macht, auch hier eine standardisierte Aktivierungsreihenfolge oder eine andere Art von Standardisierung in der Untersuchung und Bewertung festzulegen, welche mit Hilfe einer O-EMG objektiviert werden kann.

Dazu wurden folgende Muskeln mit der O-EMG erfasst:

- rechter und linker M. sternocleidomastoideus
- rechter und linker M. pectoralis major
- rechter und linker M. rectus abdominis

- rechter und linker M. transversus abdominis (Verlauf zusammen mit M. obliquus internus)

Ziel war es festzustellen, ob eine Aussage über die Muskelaktivität der damit verfolgten Muskulatur getroffen werden kann. Denn manche Muskeln sind nicht direkt unter der Oberfläche oder haben einen ähnlichen Verlauf mit anderen Muskeln (siehe oben). Auch konnte es sein, dass manche Muskeln nur eine so geringe Aktivität zeigen, dass sie sehr schwer messbar oder nur wenig aussagekräftig ist.

5.4.1.6 Liegestütz

Beim Liegestütz wurde bisher ebenfalls nur auf Basis der Beobachtung bewertet. Hierbei wurde großen Wert auf die Fixation des Schulterblattes gelegt.

Der Proband wurde gebeten, einen Liegestütz auf den Knien durchzuführen. Dabei sollten in der Ausgangsposition folgende Kriterien beachtet werden:

- die Hüften völlig gestreckt
- die Schultern nicht hochgezogen
- die HWS und LWS nicht lordosiert
- der mediale Schulterblattrand und die Schulterblattspitze am Thorax anliegend
- der mediale Schulterblattrand mehrere fingerbreit seitlich von der Wirbelsäule
- rechtes und linkes Schulterblatt stoßen nicht zusammen
- die Arme sind nach innen rotiert

Schon bei Beginn konnte somit festgestellt werden, ob eine ungewöhnliche Haltung vorliegt oder der Liegestütz im ganzen Körper gestreckt und mit fixiertem Schulterblatt ausgeführt wurde. Erst am Ende sollten sich die Schulterblätter in Richtung Abduktion nach außen vorn zur seitlichen Thoraxwand bewegen. Als wichtiger Bewertungspunkt zählte die Fixation des unteren Schulterblattwinkels, ein Abheben sollte auf keinen Fall auftreten, um von einem gesunden Ablauf zu sprechen.

Um ebenfalls eine Bewertung mit der O- EMG durchführen zu können und diese Ergebnisse zu diskutieren, sollten folgende Muskeln abgeleitet werden:

- rechter und linker M. levator scapulae

- rechter und linker M. serratus anterior
- rechter und linker M. rhomboideus
- rechter und linker M. pectoralis major

5.4.2 Elektrodenposition

Die Haut wurde im Vorfeld mit Alkohol gereinigt und gegebenenfalls rasiert. Danach wurden die bipolaren Einmal- Elektroden, mit einem Inter- Elektroden- Abstand von 22mm, längs des Muskelfaserverlaufs auf den Muskelbauch des entsprechenden Muskels geklebt. Zusätzlich wurde eine Referenzelektrode, die der Normierung des myoelektrischen Signals auf ein Nullpotential und der Ausschaltung von Störgeräuschen dient, abseits der Muskelelektroden auf knöcherner Struktur platziert.

Die Position der Elektroden wurde nach den Vorgaben der SENIAM (surface EMG for non-invasive assessment of muscles) festgelegt (SENIAM http://seniam.org/sensor_location.htm). Die Abbildungen 4 und 5 wurden selber erstellt, die Abbildungen 6 bis 12 sind von SENIAM.

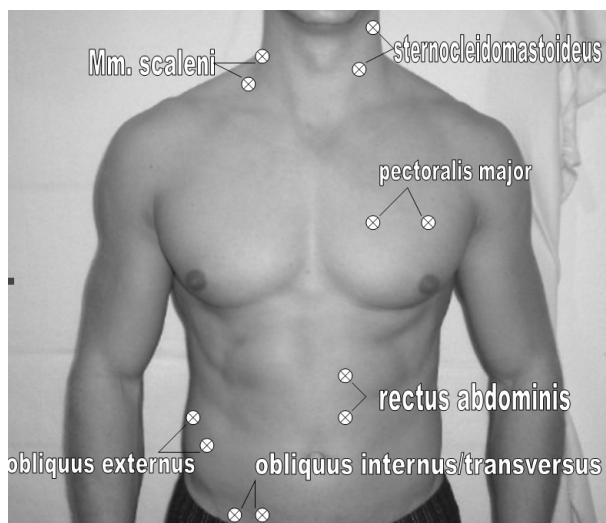


Abb. 4: Elektrodenposition Thorax, ventral

Mm. scaleni:

Hinterkante M. sternocleidomastoideus, auf Höhe Kehlkopfunterkante und Oberkante Klavikula

M. sternocleidomastoideus:

Zwischen Processus mastoideus und Sternoclavikulargelenk, auf dem Muskelbauch

M. pectoralis major:

Horizontale auf Höhe der Unterkante des Ansatzes des M. deltoideus, auf den Muskelbauch

M. rectus abdominis:

Parasternallinie auf dem zweiten und dritten Muskelbauch

M. obliquus externus:

Vordere Axillarlinie auf Höhe Bauchnabel und mittlere Axillarlinie 3 cm höher

M. obliquus internus und M. transversus abdominis:

1 cm unterhalb und medial der Spina iliaca anterior superior (SIAS)

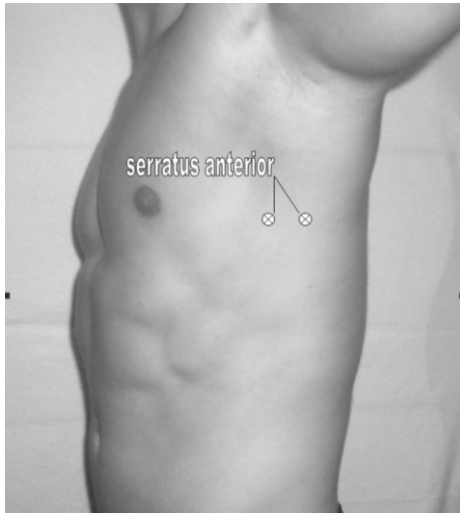


Abb. 5: Elektrodenposition Thorax, lateral

M. serratus anterior:

An der Vorderkante des Latissimus dorsi horizontal auf Höhe der Unterkante des Pectoralis major

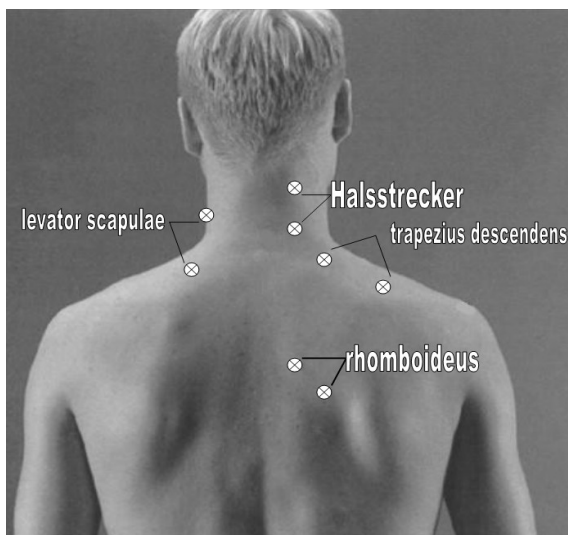


Abb. 6: Elektrodenposition Thorax, dorsal

Halsstreckermuskulatur:

Paravertebrallinie in Höhe C5 und C3

M. levator scapulae:

2 cm oberhalb des Angulus superior der Scapula und in Richtung Angulus mandibulae vor der Vorderkante des M. trapezius

M. trapezius descendens:

Auf 1/3 und auf 2/3 der Strecke zwischen Acromion und Dornfortsatz C7

M. rhomboideus:

Zwischen medialer Schulterblattkante auf Höhe Th4 und Dornfortsatz Th3

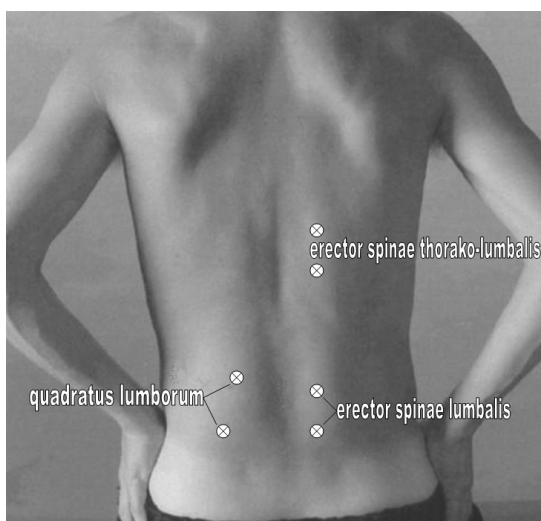


Abb. 7: Elektrodenposition Thorax, dorsal

M. quadratus lumborum:

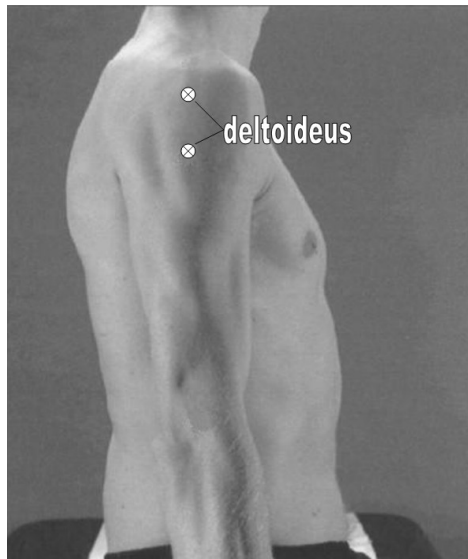
2 cm lateral und 2 cm oberhalb der Crista iliaca und in Richtung zu Th7 4 cm aufwärts

M. erector spinae pars thorako-lumbalis:

2 cm seitlich der Dornfortsatzreihe auf Höhe Th8 und Th10

M. erector spinae pars lumbalis:

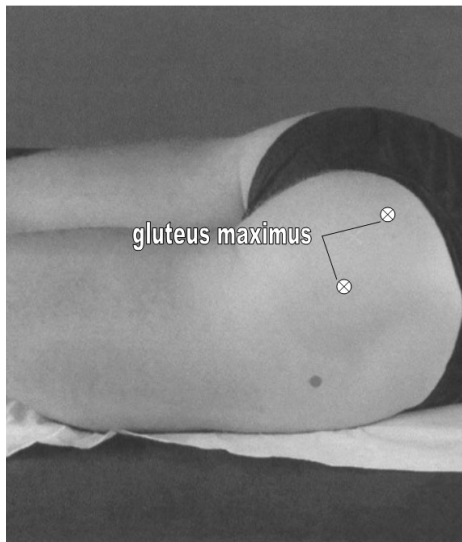
2 cm seitlich der Dornfortsatzreihe auf Höhe L4 und L3



M. deltoideus:

Zwischen Acromion und Epicondylus lateralis auf dem Muskelbauch

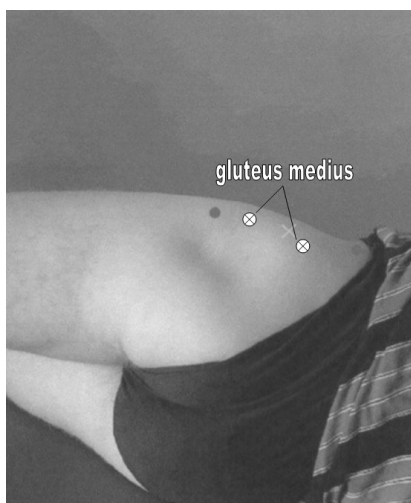
Abb. 8: Elektrodenposition Obere Extremitäten, lateral



M. gluteus maximus:

Zwischen Os sacrum und Trochanter major auf dem Muskelbauch

Abb. 9: Elektrodenposition Untere Extremitäten, lateral



M. gluteus medius:

Auf der Linie zwischen Crista iliaca und dem Trochanter major in der Mitte

Abb. 10: Elektrodenposition Untere Extremitäten, lateral



Ischiocrurale Muskulatur (als Vertreter M. biceps femoris):

Mitte des dorsalen Oberschenkels zwischen Kniekehle und Tuber ischiadicus

M. tensor fasciae latae:

Im proximalen 1/6 auf der Linie zwischen SIAS und lateralem FemurkondylusAbb.

M. rectus femoris:

Zwischen SIAS und Patella in der Mitte

M. peronei: Zwischen Fibulaköpfchen und lateralem Maleolus bei $\frac{1}{4}$ und in der Hälfte der Strecke

Abb. 11: Elektrodenposition Untere Extremitäten, lateral



Abb. 11: Elektrodenposition Untere Extremitäten

5.5 Funktionsweise Sinfomed

Bei der Oberflächen- EMG- Messung wurde das Sinfomed- EMG als diagnostisches Instrument zur Bewertung der Muskulatur im dynamischen Bereich verwendet. Dieses 8-Kanal- EMG- System besteht aus folgenden CE- zertifizierten Hardwarekomponenten:

- EMG Basisstation (Abb. 12)- Anschluss über eine USB- Computer- Schnittstelle
- Vorverstärker mit Verbindungskabel und 8 Patientenkabel (Abb. 12)- je 4mal mit blauer und roter Markierung
- 12- Volt- Transformator

- Fußschalter
und einer Deutschsprachigen Windows- Software.

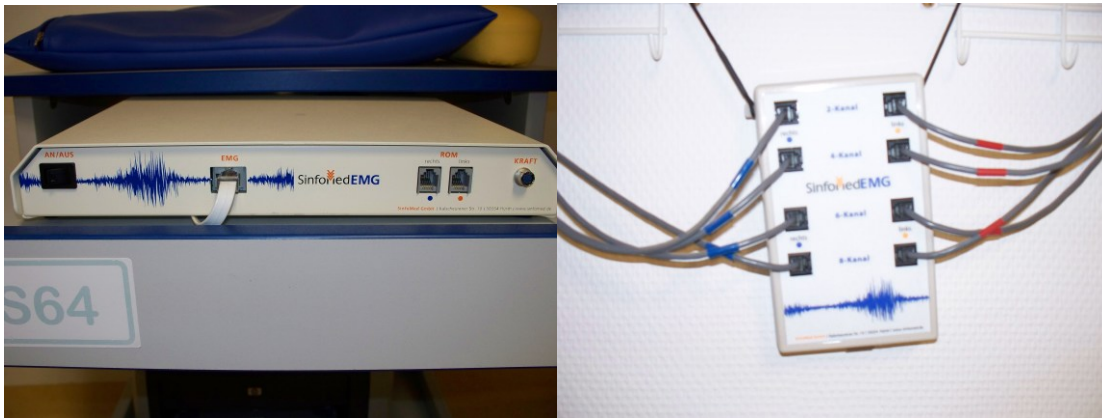


Abb. 12: EMG- Basisstation (links) und Vorverstärker mit Patientenkel (rechts)

Dieses System erlaubt durch isometrische und dynamische Messungen eine Beurteilung der muskulären Kontraktions- und Relaxationsfähigkeit und macht auf funktionelle Einschränkungen aufmerksam. Es besteht auch die Möglichkeit mittels Frequenzanalyse die Widerstandsfähigkeit der Muskulatur gegenüber der Ermüdung zu bestimmen. Darüber hinaus besteht die Option, dass der Patient über visuelle Rückmeldungen auf dem Bildschirm (Biofeedback) seine muskuläre Situation aktiv beeinflussen kann.

In dieser Studie soll aber ausschließlich Wert auf die Darstellung des Aktivierungsmusters bei der Durchführung der Bewegungstereotypen gelegt werden.

Nachdem die Elektroden an dem Probanden angelegt wurden (5.4.2), wurden die weißen Clips der Elektrodenkabel mit den Muskelelektroden (rot= links, blau= rechts) und der schwarze Clip mit der Neutralelektrode verbunden. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Elektrodenkabel keiner Zugbelastung ausgesetzt sind. Anschließend wurde die Software auf dem PC gestartet und die Messung begonnen. Das Programm ist sehr leicht zu bedienen, übersichtlich gestaltet und damit sehr praktikabel für die Praxis. Der Proband wurde so positioniert, dass er keine Sicht auf den Bildschirm hatte um eine Verfälschung des Aktivierungsmusters zu verhindern. Der Bewegungstereotyp wurde vom Untersucher im Programm eingegeben, die Messung auf dem PC gestartet und der Proband aufgefordert die Bewegung durchzuführen. Nach dreimaliger Wiederholung mit kurzen Pausen, innerhalb von 30 Sekunden, wurde die Messung vom Untersucher gestoppt. Die Grafik wurde mit dem Bewegungstereotyp, der Probandennummer, dem Datum und der Messung beschriftet und gespeichert. Wie in Abb. 13 zu sehen, wurden die Aktivierungsmuster der einzelnen

Muskeln übereinander abgebildet, wobei die Beschriftung der Elektrodenanordnung entspricht (blau- rechts, rot- links). Auf der x-Achse ist der zeitliche Verlauf in Sekunden und auf der y-Achse die Amplitude in μV abgebildet.

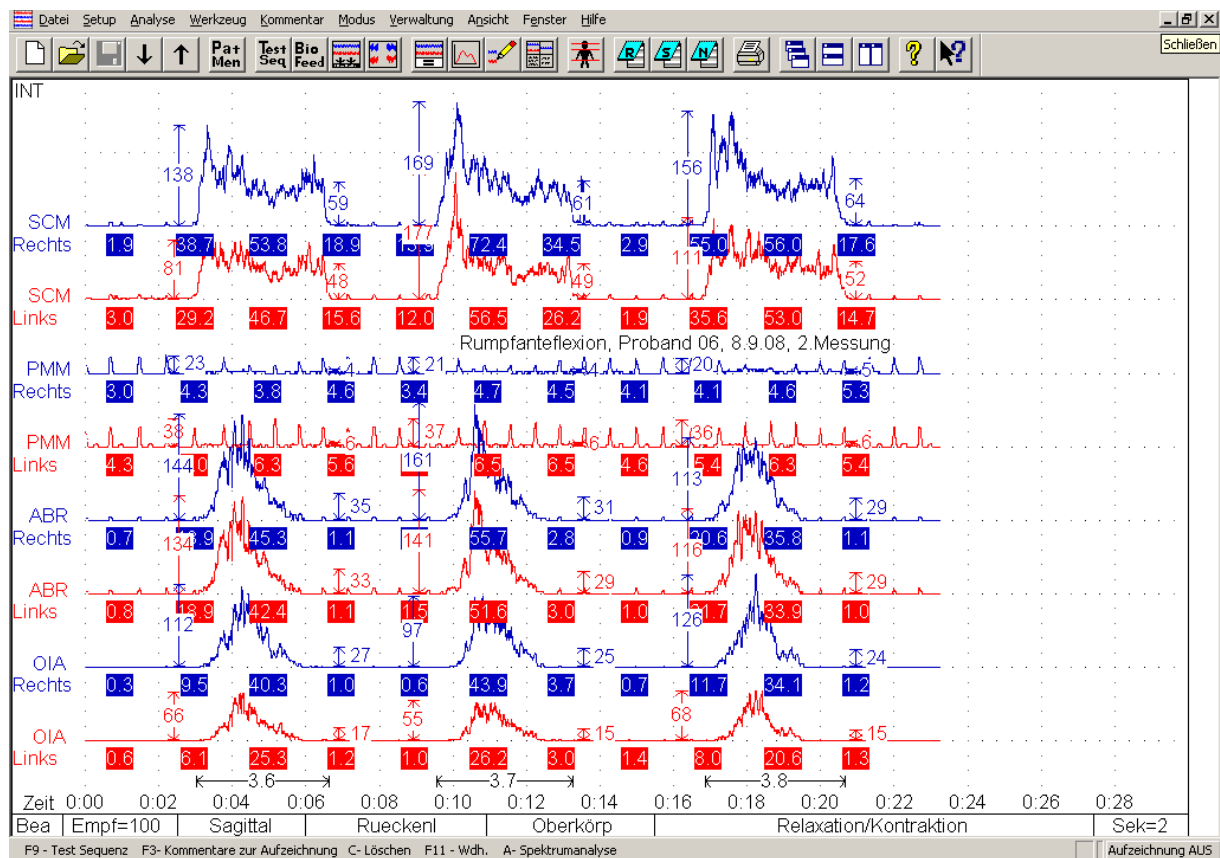


Abb. 13: Screenshot SinfoMedEMG am Beispiel der Rumpfanteflexion

Um die Auswertung des Aktivierungsmusters für den Anwender zu erleichtern, besitzt die SinfoMed EMG Version 3.0 die Möglichkeit, die Dauer der Aktivitäten, die maximalen Amplituden, die durchschnittlichen Amplituden (Avg), deren Differenz, die Prozentuale Muskelaktivität und die Rekrutierung darzustellen (Abb. 14).

Messung 1: 3.6 Sec	Spitzenw.	Differenz	Avg	Differenz	Prozent	Rekrut.
Rechts Sternocleidomastoideus	137.5 uV	57.0 uV	59.5 uV	11.0 uV	26%	0.00 Sec
Links Sternocleidomastoideus	81.0 uV	41.1% R	48.4 uV	18.5% R	21%	0.01 Sec
Rechts Pectoralis Major (m)	23.0 uV	15.0 uV	4.1 uV	1.7 uV	2%	0.69 Sec
Links Pectoralis Major (m)	38.3 uV	39.9% L	5.8 uV	29.3% L	3%	0.69 Sec
Rechts Rectus Abdominus	144.3 uV	10.0 uV	35.1 uV	1.6 uV	15%	0.17 Sec
Links Rectus Abdominus	133.8 uV	7.3% R	33.5 uV	4.6% R	14%	0.16 Sec
Rechts Obliquus Internus Abd.	111.8 uV	46.0 uV	27.5 uV	10.2 uV	12%	0.21 Sec
Links Obliquus Internus Abd.	65.8 uV	41.2% R	17.2 uV	37.1% R	7%	0.40 Sec

Messung 2: 3.7 Sec	Spitzenw.	Differenz	Avg	Differenz	Prozent	Rekrut.
Rechts Sternocleidomastoideus	168.5 uV	8.0 uV	60.9 uV	12.1 uV	28%	0.00 Sec
Links Sternocleidomastoideus	177.3 uV	4.9% L	48.7 uV	19.9% R	22%	0.01 Sec
Rechts Pectoralis Major (m)	20.8 uV	16.0 uV	4.2 uV	1.9 uV	2%	0.55 Sec
Links Pectoralis Major (m)	36.8 uV	43.5% L	6.1 uV	31.1% L	3%	0.55 Sec
Rechts Rectus Abdominus	160.8 uV	20.0 uV	31.0 uV	1.9 uV	14%	0.40 Sec
Links Rectus Abdominus	141.0 uV	12.3% R	29.1 uV	6.1% R	13%	0.28 Sec
Rechts Obliquus Internus Abd.	97.3 uV	42.0 uV	25.1 uV	9.7 uV	11%	0.55 Sec
Links Obliquus Internus Abd.	54.8 uV	43.7% R	15.4 uV	38.6% R	7%	0.66 Sec

Messung 3: 3.8 Sec	Spitzenw.	Differenz	Avg	Differenz	Prozent	Rekrut.
Rechts Sternocleidomastoideus	155.5 uV	45.0 uV	64.5 uV	12.5 uV	29%	0.00 Sec
Links Sternocleidomastoideus	110.5 uV	28.9% R	51.9 uV	19.4% R	23%	0.03 Sec
Rechts Pectoralis Major (m)	19.5 uV	16.0 uV	4.9 uV	1.6 uV	2%	0.36 Sec
Links Pectoralis Major (m)	35.5 uV	45.1% L	6.5 uV	24.6% L	3%	0.36 Sec
Rechts Rectus Abdominus	112.5 uV	3.0 uV	29.0 uV	0.4 uV	13%	0.28 Sec
Links Rectus Abdominus	115.5 uV	2.6% L	28.6 uV	1.4% R	13%	0.28 Sec
Rechts Obliquus Internus Abd.	125.5 uV	58.0 uV	23.6 uV	9.0 uV	11%	0.38 Sec
Links Obliquus Internus Abd.	68.0 uV	45.8% R	14.6 uV	38.1% R	7%	0.47 Sec

Abb. 14: Screenshot SinfoMedEMG, Auswertung am Beispiel der Rumpfanteflexion

In der vorherigen Softwareversion wurde zusätzlich noch die Rekrutierungsreihenfolge dargestellt, wodurch die Auswertung erleichtert wurde (Abb. 15)

Rekrutierungs-Reihenfolge, Activation 1 - 3.6 Sec	
Rechts Sternocleidomastoideus	0.00 Sec
Links Sternocleidomastoideus	0.01 Sec
Links Rectus Abdominus	0.16 Sec
Rechts Rectus Abdominus	0.17 Sec
Rechts Obliquus Internus Abd.	0.21 Sec
Links Obliquus Internus Abd.	0.40 Sec
Links Pectoralis Major (m)	0.69 Sec
Rechts Pectoralis Major (m)	0.69 Sec

Rekrutierungs-Reihenfolge, Activation 2 - 3.7 Sec	
Rechts Sternocleidomastoideus	0.00 Sec
Links Sternocleidomastoideus	0.01 Sec
Links Rectus Abdominus	0.28 Sec
Rechts Rectus Abdominus	0.40 Sec
Links Pectoralis Major (m)	0.55 Sec
Rechts Pectoralis Major (m)	0.55 Sec
Rechts Obliquus Internus Abd.	0.55 Sec
Links Obliquus Internus Abd.	0.66 Sec

Rekrutierungs-Reihenfolge, Activation 3 - 3.8 Sec	
Rechts Sternocleidomastoideus	0.00 Sec
Links Sternocleidomastoideus	0.03 Sec
Links Rectus Abdominus	0.28 Sec
Rechts Rectus Abdominus	0.28 Sec
Links Pectoralis Major (m)	0.36 Sec
Rechts Pectoralis Major (m)	0.36 Sec
Rechts Obliquus Internus Abd.	0.38 Sec
Links Obliquus Internus Abd.	0.47 Sec

Abb. 15: Screenshot SinfoMedEMG, Rekrutierungsreihenfolge am Beispiel der Rumpfanteflexion

Für die Bewertung eines Bewegungstereotyps stellt die Sinfomed EMG- Software somit ein probates Mittel dar, um in möglichst kurzer Zeit einen übersichtlichen Befund zu erhalten.

5.5.1 Technische Daten SinfoMedEMG

Für unsere Messungen wurde eine Aktivierungsschwelle von 2,5 μV für jeden Muskel festgelegt. Wichtige technische Daten werden im Folgenden aufgelistet:

- Messbereich: 0-1024 μV
- Frequenzbereich: 15-400 Hertz
- Notch Filter/ Frequenz 50 (60) Hz: <25 db
- Geringste Frequenz: 15 Hz (cut-off), 9db/Octave (Roll-off)
- Höchste Frequenz: 400Hz (Cut-off), 8db/Octave (Roll/off)
- Noise Level: <als 0,4 μV
- Differential Input: > als 110db
- Abtastrate: Normal - 240Hz
Schnell - 720 Hz
- Input Impedanz: > als 20 Meg.Ohm
- Geschwindigkeitsraster (Sek/Einheit): 1,0; 2,0; 4,0; 8,0
- SEMG Zeitfenster: bis zu 120 sec
- Verstärker: 10,000
- Med. Netzteil: 100-240V; 50-60Hz; 1.OA; Output: 12V, 2,5 A
- Norotrode 20 (bipolare Silber-Chlorid EMG Elektroden): Max. 3.0mV, typ. 1.0 mV;
Impedanz bei 10 Hz: 50 Ohm; Abstand zwischen den Elektroden: 22mm (+/- 1mm)
- Klassifikation: Klasse 1 mit Messfunktion
- Konformität: EN 60601-1-2, Klasse B:2001
- Schutzklasse: 1
- Anwendungsteil: Typ BF
- Betriebsart: Dauerbetrieb
- Notified body: CE 0413

5.6 Statistische Datenauswertung

5.6.1 Reliabilität

Die SinfomedEMG- Software ermittelt nach Evaluierung der Rohdaten bereits eine Rekrutierungsreihenfolge (in ms). Um die Reliabilität aus diesen rein metrischen Daten errechnen zu können, musste eine Ordinalskalierung der Kategorien entsprechend ihrer Rangfolge mit einem ganzzahligen Score von 1 bis 7, bzw. 1 bis 9 vorgenommen werden. Dafür wurde jedem Muskel eine der aufeinander folgenden Ganzzahlen zugeordnet, welcher seiner Platzierung in der aktivierten Muskelkette (1-6, bzw. 1-8) bzw. seiner Nichtaktivierung (7 bzw.9) entsprechen soll. Die Klassifikationsergebnisse wurden dem statistischen Auswertungsprogramm SPSS 19.0 zugeführt.

Als Maß der Reliabilität der zu beurteilenden Methode wurde für alle getesteten Muskelgruppen der quadratisch gewichtete Kappa- Koeffizient mit Hilfe des „SPSS 19.0- Programms“ berechnet. Diese Ähnlichkeitsgewichtung wurde vorgenommen, um eine Vergleichbarkeit von anhand metrischer und nominal skalierten Daten berechneten Reliabilitätswerten zu gewährleisten. So wird ermöglicht, dass die Ergebnisse dieser Studie mit ähnlichen Fragestellungen aus der Literatur verglichen werden können. Es wurden sowohl Einzel- Kappa- Koeffizienten als auch entsprechende Gesamt- Kappa- Koeffizienten (Overall- Kappa) der Intrasession- und Intersession-Reliabilität ermittelt. Für die Berechnung des Einzel- Kappa- Koeffizienten der Intrasession- Reliabilität wurde zum Zeitpunkt A bzw. B jeweils die Messung 1/3; 1/2; 2/3 verwendet. Zudem wurde für jede Sitzung das Overall- Kappa aus den Erhebungen 1-3 ermittelt. Die Intersession- Reliabilität wurde durch Ermittlung der Korrelation zwischen den Messungen der jeweiligen Sitzungen (A1/B1; A2/B2; A3/B3) berechnet.

Die Werte der Kappa- Koeffizienten wurden in den Ergebnistabellen in Kapitel 6.1 und 6.2 (Tab. 1-12) dokumentiert.

5.6.2 Aktivierungsmuster- Boxplot

Um die ordinal skalierten Variablen aus der elektrophysiologischen und visuellen Messung auswerten und möglichst übersichtlich darstellen zu können, wurde mittels SPSS 19.0 die Medianwerte für jeden Muskel berechnet und eine Boxplotdarstellung für jeden Stereotypen (siehe Abb. 16-Abb. 21) erstellt. Anhand der Darstellung lassen sich Aussagen darüber treffen, in welchem Bereich die Daten liegen und wie sie sich verteilen. Auf der x-Achse wurden die Muskeln der jeweiligen Bewegung abgebildet und auf der y- Achse die Rangfolge

(1-7 bzw. 1-9), wobei die Rangzahlen 7 und 9 einer Nichtaktivierung entsprechen sollen. Um aussagekräftiger zu sein, wurden die Ränge zusätzlich unterteilt. Das heißt, dass die Muskeln, die sich einen Rang teilen, da sie gleichzeitig aktiviert wurden, einem halbierten Rang zugeteilt wurden, zum Beispiel Rang 1,5.

Es konnten keine Signifikanztests (k-Test oder t-Test) vorgenommen werden, da die Werte nicht unabhängig voneinander sind, sondern immer auf den jeweiligen Probanden bezogen. Bezüglich der Auswertung bedeutet dies, dass man nur eine Tendenz bezüglich der Rangfolge aus dem Diagramm ablesen kann und damit kein fixes Aktivierungsmuster.

5.6.3 Häufigkeit

Janda hat für die Bewegungstereotype Armabduktion, Hüftabduktion und Hüfthyperextension eine ideale Aktivierungsreihenfolge festgelegt. Das Ziel war es nun diese, mit der mittels O-EMG erfassten Reihenfolge zu vergleichen.

Dafür wurden die Rangzahlen aus der O-EMG- Messung, von allen Messungen und beiden Seiten, pro Muskel zusammengefasst. Das bedeutet dass es für jeden Muskel (bei 20 Probanden) 240 Variablen gab.

Es wurde eine reine Häufigkeitsmessung mittels SPSS 19.0 durchgeführt und die Ergebnisse in Prozent als Balkendiagramm (siehe Abb. 27-

Abb. 28) dargestellt. Dabei wurde jeder Muskel individuell, bezogen auf die Häufigkeit mit der er den befragten Rang belegt, betrachtet. Auf der x-Achse wurden die Muskeln in der von Janda bestimmten Reihenfolge von rechts nach links dargestellt (1-6 bzw.1-5) und auf der y-Achse die Häufigkeit der Übereinstimmung der ermittelten Ränge (O-EMG) mit der Rangfolge nach Janda in Prozent.

6 Ergebnisse

Im Folgenden sollen die Ergebnisse der Intrasession- und Intersession Reliabilität für die Oberflächen- Elektromyographie tabellarisch für jeden der 6 Bewegungstereotype dargestellt werden (Tab. 1- Tab. 12). Dabei wurden die Messergebnisse bei rechtsseitiger und linksseitiger Durchführung zusammengefasst um aussagekräftiger zu sein. Es soll nicht Aufgabe dieser Studie sein, einen Seitenvergleich bezüglich der Reliabilität zu diskutieren.

In Abb. 16- Abb. 26 werden die Ergebnisse zu dem EMG- und visuellen Aktivierungsmuster im Seitenvergleich als Boxplot dargestellt.

Zuletzt wird die Übereinstimmung der ermittelten Aktivierungsergebnisse mit der von Janda vorgeschlagenen Muskelaktivierungsreihenfolge als Säulendiagramm (Abb. 27- Abb. 29) vorgestellt.

6.1 Intrasession- Reliabilität: O-EMG

Für die Bestimmung der Intrasession- Reliabilität wurden die ermittelten Variablen aus der O-EMG- Messung bei den Bewegungstereotypen Armabduktion, Hüftabduktion und Hüfthyperextension für beide Seiten zusammengefasst. Somit ergeben sich hier für jeden Muskel 40 Werte. Bei der Kopfanteflexion, Rumpfanteflexion und dem Liegestütz sind es jeweils 20 Werte.

6.1.1 Armabduktion

Tab. 1: Intrasession- Reliabilität, O-EMG, Armabduktion; A: 1. Messung; B: 2. Messung

	Muskel					
Unter- suchung	Ipsilateraler M.deltoideus	Kontra- lateraler M.trapezius desc.	Ipsilateraler M.trapezius desc.	Kontralateraler M.quadratus lumborum	Kontra- laterale Mm. Peroneii	Kontra- lateraler M.rhom- boideus major
A1/A2	0,533	0,525	0,584	0,708	0,211	0,459
A1/A3	0,618	0,691	0,489	0,823	0,331	0,601
A2/A3	0,436	0,660	0,630	0,746	0,538	0,503
A- overall	0,773	0,834	0,798	0,904	0,658	0,765
B- overall	0,767	0,786	0,509	0,926	0,685	0,848

6.1.2 Hüftabduktion

Tab. 2: Intrasession- Reliabilität, O-EMG, Hüftabduktion; A: 1.Messung; B: 2. Messung

	Muskel					
Unter- suchung	Ipsilat.M. gluteus medius	Ipsilat.M. tensor fasciae latae	Ipsilat.M. quadratus lumborum	Ipsilat. M. rectus femoris	Ipsilat.M.erector spinae pars lumbalis	Ipsilat.M. obliquus int./extern.
A1/A2	0,318	0,358	0,637	0,582	0,232	0,322
A1/A3	0,350	0,42	0,533	0,474	0,049	0,446
A2/A3	0,186	0,494	0,627	0,618	0, 276	0,593
A- overall	0,552	0,687	0,817	0,789	0,392	0,720
B- overall	0,762	0,865	0,838	0,849	0,845	0,806

6.1.3 Hüfthyperextension

Tab. 3: Intrasession- Reliabilität, O-EMG, Hüfthyperextension; A: 1.Messung; B: 2. Messung

	Muskel					
Unter- suchung	Ipsi- lateraler M.ischio- crurale	Ipsi- lateraler M.gluteus maximus	Kontra- lateraler M.erector spinae pars lumbalis	Ipsi- lateraler M.erector spinae pars lumbalis	Kontra- laterale M.erector spinae pars thoracolum.	Ipsilateraler M.erector spinae pars thoracolum.
A1/A2	-0,04	0,363	0,392	0,484	0,190	0,237
A1/A3	0,253	0,341	0,340	0,362	0,351	0,419
A2/A3	0,131	0,566	0,568	0,449	0,537	0,510
A- overall	0,274	0,696	0,703	0,694	0,621	0,646
B- overall	0,523	0,489	0,743	0,711	0,389	0,572

Kopfanteflexion**Tab. 4: Intrasession- Reliabilität, O-EMG, Kopfanteflexion; A: 1.Messung; B: 2. Messung**

	Muskel							
Unter- suchung	Rechter M.sterno- cleido- masto- ideus	Rechte Mm. scaleri anterior i	Rechter M. trapezius desc.	Rechte Hals- strecker- muskeln	Linker M.sterno- cleido- masto- ideus	Linke Mm. scaleri anterior i	Linker M. tra- pezius desc.	Linke Hals- strecker- muskeln
A1/A2	0,469	0,259	0,047	0,335	0,476	0,496	0,356	0,646
A1/A3	0,642	0,244	0,062	0,478	0,671	0,704	0,374	0,270
A2/A3	0,326	0,619	0,835	0,632	0,581	0,459	0,372	0,394
A- overall	0,731	0,629	0,486	0,744	0,802	0,804	0,635	0,706
B- overall	0,623	0,435	0,665	0,796	0,899	0,748	0,554	0,527

6.1.4 Rumpfanteflexion**Tab. 5: Intrasession- Reliabilität, O-EMG, Rumpfanteflexion; A: 1.Messung; B: 2. Messung**

	Muskel							
Unter- suchung	Rechter M. sterno- cleido- masto- ideus	Rechter M.pec- toralis major	Rechter M. rectus abdomi- nus	Rechter M.trans- versus abdomi- nus	Linker M. sterno- cleido- masto- ideus	Linker M.pec- toralis major	Linker M. rectus abdomi- nus	Linker M.trans- versus abdomi- nus
A1/A2	-0,029	0,090	0,159	0,247	-0,161	-0,261	0,367	0,565
A1/A3	-0,387	-0,110	-0,066	0,390	-0,069	0,358	0,295	0,367
A2/A3	0,230	0,324	0,397	0,452	0,259	0,261	0,334	0,451
A- overall	-0,166	0,267	0,377	0,652	0,129	-0,444	0,595	0,720
B- overall	0,401	0,714	0,593	0,584	0,741	0,486	0,770	0,671

6.1.5 Liegestütz

Tab. 6: Intrasession- Reliabilität, O-EMG, Liegestütz; A: 1.Messung; B: 2.Messung

Unter- suchung	Muskel							
	Rechter M.levator scapulae	Rechter M.ser- ratus anterior	Rechter M.rhom- boideus	Rechter M.pec- toralis major	Linker M. levator scapulae	Linker M.ser- ratus anterior	Linker M.rhom- boideus	Linker M.pec- toralis major
A1/A2	0,377	0,852	0,663	0,803	0,785	0,658	0,698	0,715
A1/A3	0,672	0,088	0,570	0,664	0,605	0,729	0,335	0,464
A2/A3	0,631	0,179	0,296	0,616	0,708	0,557	0,518	0,612
A- overall	0,795	0,650	0,767	0,873	0,873	0,847	0,769	0,817
B- overall	0,705	0,443	0,736	0,757	0,603	0,751	0,782	0,608

6.2 Intersession- Reliabilität: O-EMG

Für die Bestimmung der Intersession- Reliabilität wurden ebenfalls die ermittelten Variablen aus der O-EMG- Messung bei den Bewegungstereotypen Armabduktion, Hüftabduktion und Hüfthyperextension für beide Seiten zusammengefasst. Somit ergeben sich auch hier für jeden Muskel 40 Variablen. Bei der Kopfanteflexion, Rumpfanteflexion und dem Liegestütz sind es jeweils 20 Werte.

6.2.1 Armabduktion

Tab. 7: Intersession- Reliabilität, O-EMG, Armabduktion; A: 1. Messung; B: 2. Messung

Untersuchung	Muskel					
	Ipsilateraler M.deltoideus	Kontra- lateraler M.trapezius desc.	Ipsi- lateraler M.trapezius desc.	Kontra- lateraler M.quadratus lumborum	Kontra- laterale Mm.peroneii	Kontra- lateraler M.rhom- boideus major
A1/B1	-0,54	0,416	0,458	0,373	0,752	-0,91
A2/B2	0,157	0,159	0,112	0,120	0,024	0,221
A3/B3	0,219	0,222	0,276	0,271	0,235	-0,302
Overall	0,725	0,816	0,766	0,838	0,681	0,630

6.2.2 Hüftabduktion

Tab. 8: Intersession- Reliabilität, O-EMG, Hüftabduktion; A: 1.Messung; B: 2.Messung

	Muskel					
Untersuchung	Ipsilat.M. gluteus medius	Ipsilat.M.tensor fasciae latae	Ipsilat.M. quadratus lumborum	Ipsilat.M. rectus femoris	Ipsilat.M.erector spinae pars lumbalis	Ipsilat.M. obliquus int./extern.
A1/B1	-0,033	0,084	0,358	0,157	-0,035	0,206
A2/B2	0,041	0,096	0,219	0,106	-0,032	0,197
A3/B3	0,255	0,461	0,148	0,202	-0,091	0,024
Overall	0,690	0,764	0,814	0,764	0,566	0,741

6.2.3 Hüfthyperextension

Tab. 9: Intersession- Reliabilität, O-EMG, Hüfthyperextension; A: 1. Messung; B: 2. Messung

	Muskel					
Unter- suchung	Ipsi- lateral M.ischio- crurale	Ipsilateraler M.gluteus maximus	Kontra- lateral M.erector spinae pars lumbalis	Ipsilateraler M.erector spinae pars lumbalis	Kontra- laterale M.erector spinae pars thoracolum.	Ipsilateraler M.erector spinae pars thoracolum.
A1/B1	0,038	0,329	-0,003	0,128	0,134	-0,006
A2/B2	-0,059	0,023	0,216	0,112	0,202	0,192
A3/B3	0,087	-0,078	0,294	0,112	0,261	0,170
Overall	0,387	0,511	0,706	0,695	0,665	0,572

6.2.4 Kopfanteflexion

Tab. 10: Inter-session- Reliabilität, O-EMG, Kopfanteflexion; A: 1.Messung; B: 2.Messung

Unter- suchung	Muskel							
	Rechter M.sterno- cleido- masto- ideus	Rechte Mm. scaleri anteriori	Rechter M. trape- zius desc.	Rechte Hals- strecker- muskeln	Linker M. sterno- cleido- masto- ideus	Linke Mm. scaleri anteriori	Linker M. trape- zius desc.	Linke Hals- strecker- muskeln
A1/B1	0,300	0,215	0,251	-0,010	0,542	0,512	-0,101	0,201
A2/B2	0,156	0,145	0,005	-0,025	-0,100	0,043	0,075	0,382
A3/B3	0,394	0,000	0,178	-0,113	0,297	-0,043	0,189	0,190
Overall	0,764	0,612	0,592	0,553	0,824	0,738	0,576	0,721

6.2.5 Rumpfanteflexion

Tab. 11: Inter-session- Reliabilität, O-EMG, Rumpfanteflexion; A: 1.Messung; B: 2.Messung

Unter- suchung	Muskel							
	Rechter M.sterno- cleido- masto- ideus	Rechter M.pec- toralis major	Rechter M.rectus abdomi- nus	Rechter M. trans- versus abdomi- nus	Linker M. sterno- cleido- masto- ideus	Linker M.pec- toralis major	Linker M.rectus abdomi- nus	Linker M.trans- versus abdomi- nus
A1/B1	0,207	0,170	-0,113	0,310	0,097	0,096	0,523	0,115
A2/B2	-0,035	0,131	0,396	0,366	0,220	-0,014	0,188	0,352
A3/B3	0,064	0,233	0,374	0,244	0,213	0,236	0,062	-0,109
overall	0,309	0,546	0,732	0,702	0,548	0,200	0,769	0,658

6.2.6 Liegestütz

Tab. 12: Intersession- Reliabilität, O-EMG, Liegestütz; A: 1.Messung; B: 2.Messung

Unter- suchung	Muskel							
	Rechter M.levator scapulae	Rechter M.ser- ratus anterior	Rechter M. rhom- boideus	Rechter M.pec- toralis major	Linker M. levator scapulae	Linker M.ser- ratus anterior	Linker M.rhom- boideus	Linker M.pec- toralis major
A1/B1	0,406	0,266	0,026	0,143	0,065	-0,257	0,255	-0,073
A2/B2	0,244	0,418	-0,129	0,046	0,174	-0,083	0,227	0,352
A3/B3	-0,006	-0,163	0,012	0,269	0,079	0,096	0,148	0,131
overall	0,741	0,624	0,525	0,760	0,706	0,603	0,778	0,730

6.3 EMG- Aktivierungsmuster

Bei der Erstellung der Diagramme wurden jeweils alle Messungen pro Seite zusammengefasst. Dass heißt es ergeben sich für jeden Muskel n=120 Variablen.

6.3.1 Armabduktion

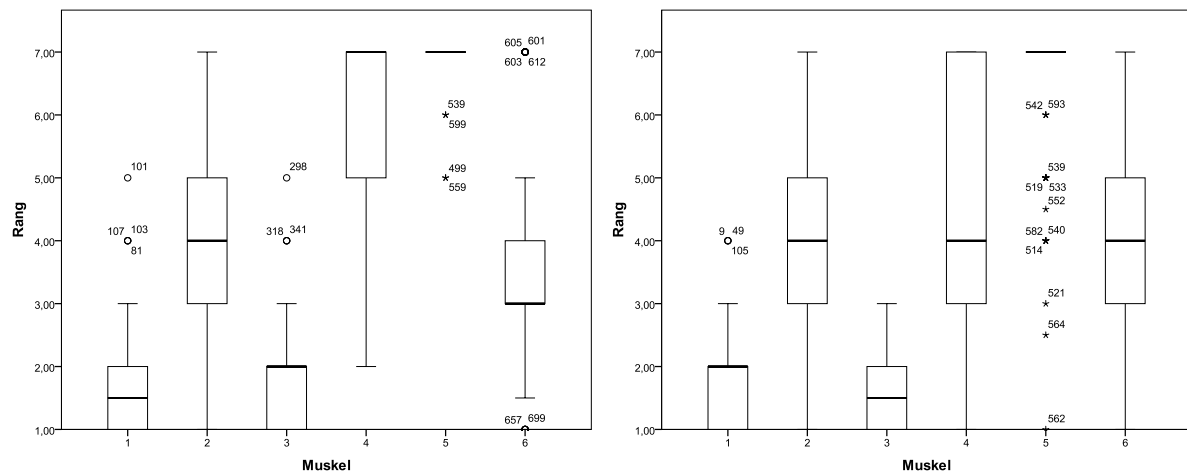


Abb. 16: EMG- Aktivierungsmuster, Armabduktion rechts (re) und links (li)

x-Achse: Muskel 1-6		y-Achse: Rang 1-6
1	ipsilateraler M. deltoideus	Rang 7: Muskel nicht aktiviert
2	kontralateraler M. trapezius descendens	
3	ipsilateraler M. trapezius descendens	
4	kontralateraler M. quadratus lumborum	
5	kontralaterale Mm. peronei	
6	kontralateraler M. rhomboideus major	

Bei der Armabduktion belegen der ipsilaterale M.deltoideus und M.trapezius descendens im O-EMG- Aktivierungsmuster tendenziell die ersten beiden Ränge. Die Mm. peronei wurden bis auf wenige Ausnahmen nicht aktiviert. Im Wesentlichen gibt es keinen gravierenden Unterschied bezüglich der Seitenvariabilität.

6.3.2 Hüftabduktion

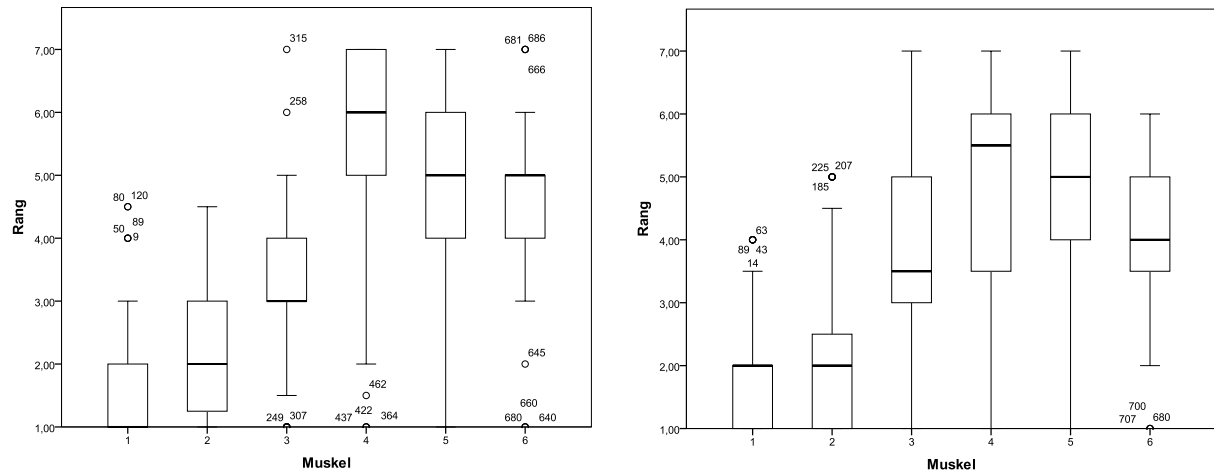


Abb. 17: O-EMG Aktivierungsmuster, Hüftabduktion rechts (re) und links (li)

x-Achse: Muskel 1-6		y-Achse: Rang 1-6
1	ipsilateraler M. gluteus medius	Rang 7: Muskel nicht aktiviert
2	ipsilateraler M. tensor fasciae latae	
3	ipsilateraler M. quadratus lumborum	
4	ipsilateraler M. rectus femoris	
5	ipsilateraler M. erector spinae pars lumbalis	
6	ipsilateraler M. obliquus internus/externus	

Bei der Hüftabduktion bestehen ebenfalls kaum Abweichungen im Seitenvergleich. Der ipsilaterale M.gluteus medius und M. tensor fasciae latae stellen tendenziell die initialen Muskeln dar.

6.3.3 Hüfthyperextension

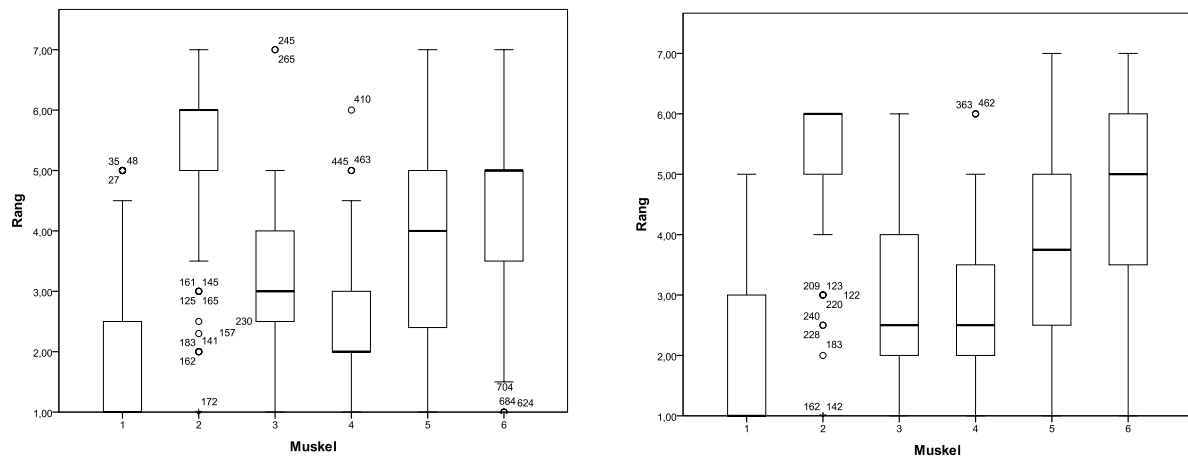
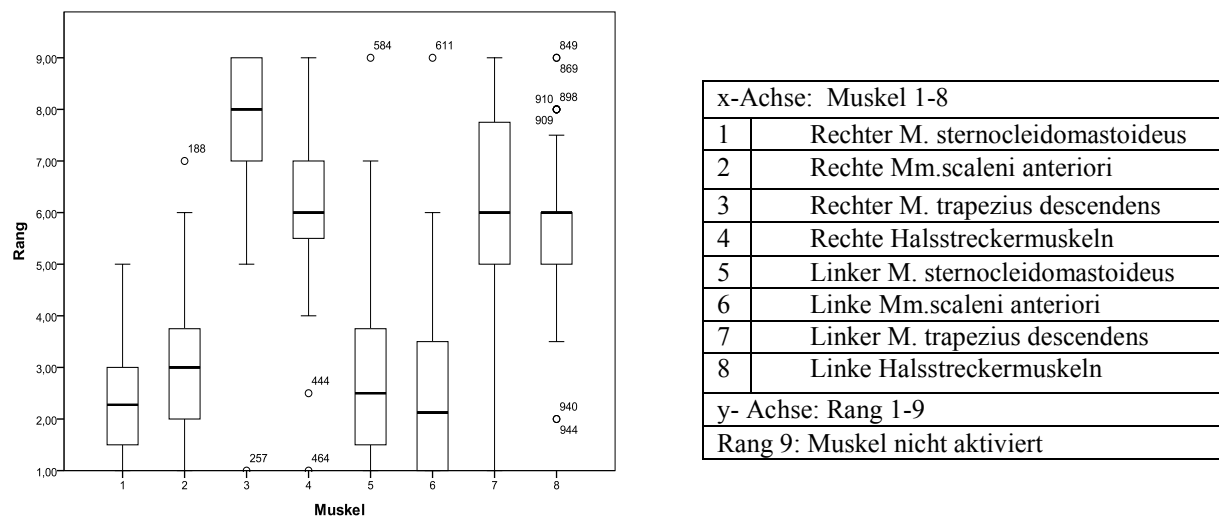


Abb. 18: O-EMG Aktivierungsmuster; Hüfthyperextension rechts (re) und links (li)

x-Achse: Muskel 1-6		y-Achse: Rang 1-6
1	ipsilateraler M. ischiocrurale	Rang 7: Muskel nicht aktiviert
2	ipsilateraler M. gluteus maximus	
3	kontralateraler M. erector spinae pars lumbalis	
4	ipsilateraler M. erector spinae pars lumbalis	
5	kontralateraler M. erector spinae pars thoracalis	
6	ipsilateraler M. erector spinae pars thoracalis	

Bei der Hüfthyperextension ist der ipsilaterale M. ischiocrurale eher an erster, und der ipsilaterale M. gluteus maximus an letzter Stelle der Aktivitätsreihenfolge einzugliedern. Im Seitenvergleich gibt es keine großen Abweichungen.

6.3.4 Kopfanteflexion



x-Achse: Muskel 1-8		y-Achse: Rang 1-9
1	Rechter M. sternocleidomastoideus	Rang 9: Muskel nicht aktiviert
2	Rechte Mm.scaleni anteriori	
3	Rechter M. trapezius descendens	
4	Rechte Halsstrecker-muskeln	
5	Linker M. sternocleidomastoideus	
6	Linke Mm.scaleni anteriori	
7	Linker M. trapezius descendens	
8	Linke Halsstrecker-muskeln	

Abb. 19: O-EMG Aktivierungsmuster, Kopfanteflexion

Der rechte und linke M. sternocleidomastoideus und M. serratus anterior belegen bei dem Bewegungstereotyp Kopfanteflexion die vorderen Ränge. Die Rangfolge ist auf beiden Seiten relativ synchron.

6.3.5 Rumpfanteflexion

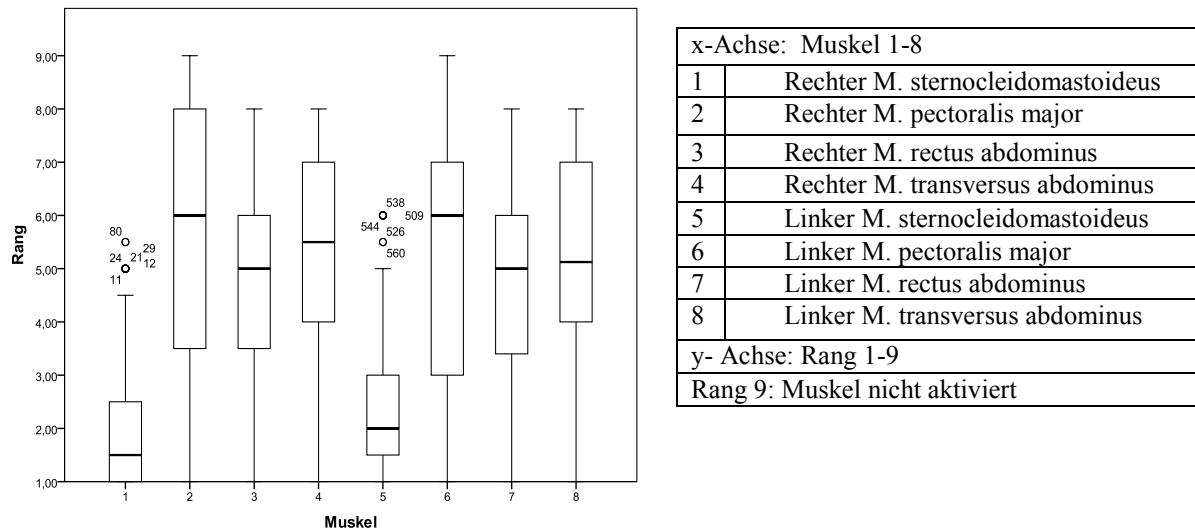


Abb. 20: O-EMG Aktivierungsmuster, Rumpfanteflexion

Der rechte und linke M. sternocleidomastoideus stellen die initialen Muskeln dar. Die übrigen Muskelgruppen die bei der Rumpfanteflexion in Betracht gezogen wurden, zeigen eine große Streuung der Variablen.

6.3.6 Liegestütz

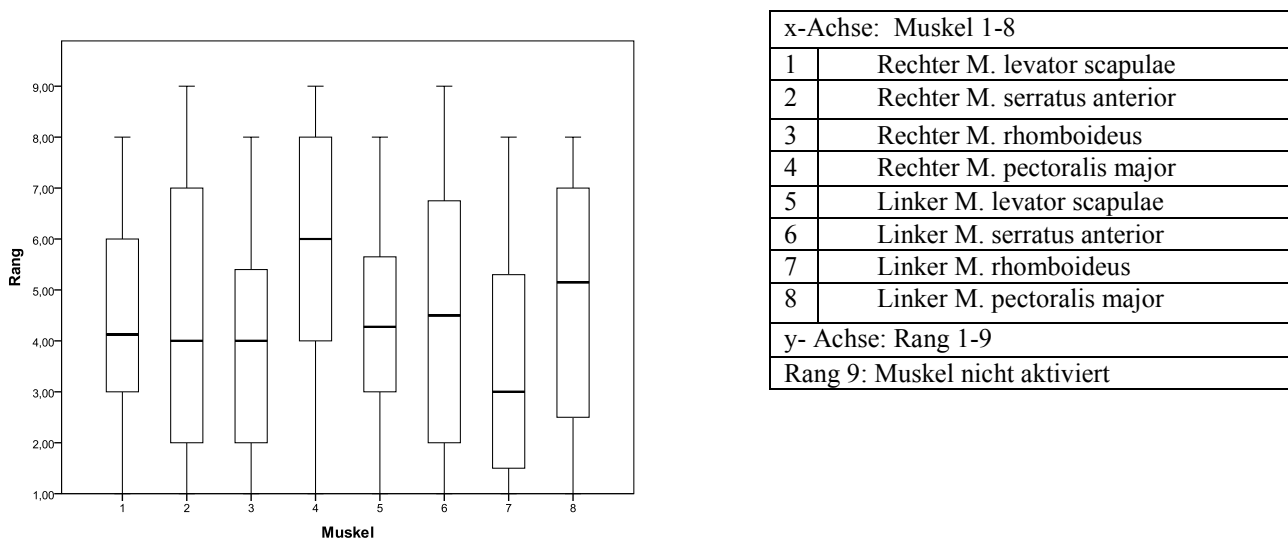


Abb. 21: O-EMG Aktivierungsmuster, Liegestütz

Beim Liegestütz haben wir ein recht homogenes Aktivierungsmuster mit einer großen Streuung der Variablen. Aus dem Diagramm lassen sich keine initialen Muskeln ablesen.

6.4 Visuelle Aktivierungsmuster

Bei der visuellen Bewertung der Stereotype sind kaum Abweichungen bei der Rangzuordnung aufgetreten, wodurch die Boxplotdarstellungen sehr aussagekräftig sind. Zudem zeigen sich nur wenige Unterschiede im Seitenvergleich. Es ergeben sich für jeden Muskel n=20 Variablen, da die visuelle Bewertung pro Proband einmalig vorgenommen wurde.

6.4.1 Armabduktion

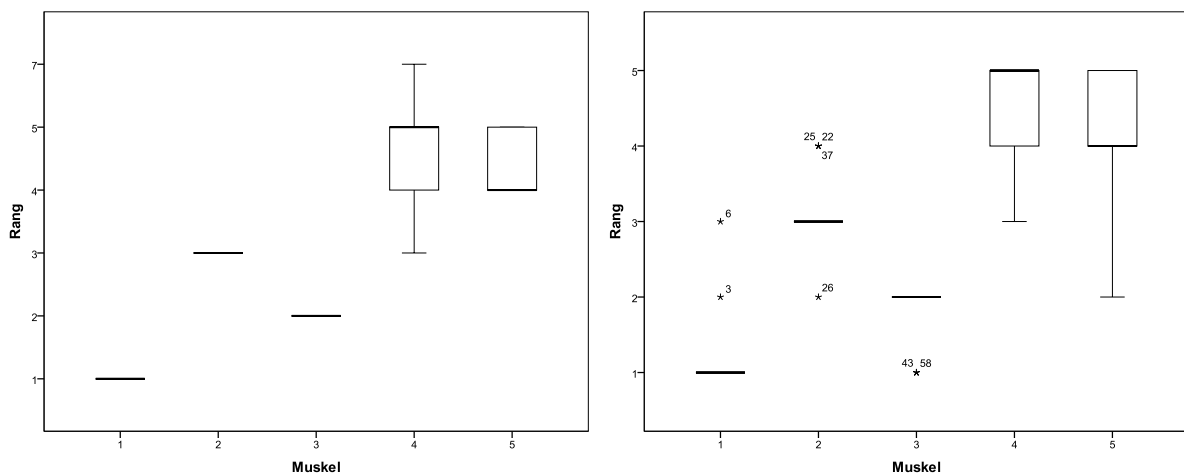


Abb. 22: Visuelle Aktivierungsmuster, Armabduktion rechts (re) und links (li)

x-Achse: Muskel 1-5		y-Achse: Rang 1-5
1	ipsilateraler M. deltoideus	Rang 7: Muskel nicht aktiviert
2	kontralateraler M. trapezius descendens	
3	ipsilateraler M. trapezius descendens	
4	kontralateraler M. quadratus lumborum	
5	kontralateraler M. rhomboideus major	

6.4.2 Hüftabduktion

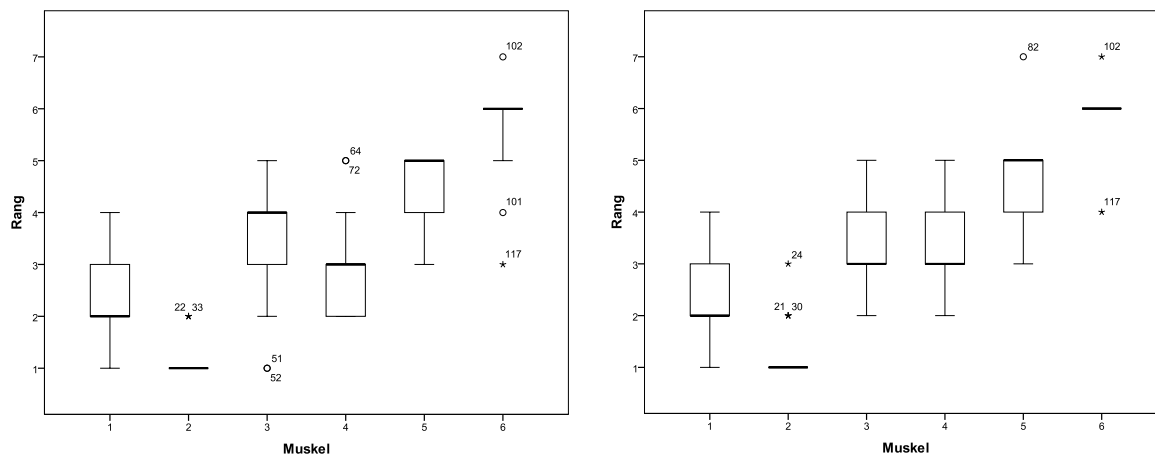


Abb. 23: Visuelle Aktivierungsmuster, Hüftabduktion rechts (re) und links (li)

x-Achse: Muskel 1-6		y-Achse: Rang 1-6
1	ipsilateraler M. gluteus medius	Rang 7: Muskel nicht aktiviert
2	ipsilateraler M. tensor fasciae latae	
3	ipsilateraler M. quadratus lumborum	
4	ipsilateraler M. rectus femoris	
5	ipsilateraler M. erector spinae pars lumbalis	
6	ipsilateraler M. obliquus internus/externus	

6.4.3 Hüfthyperextension

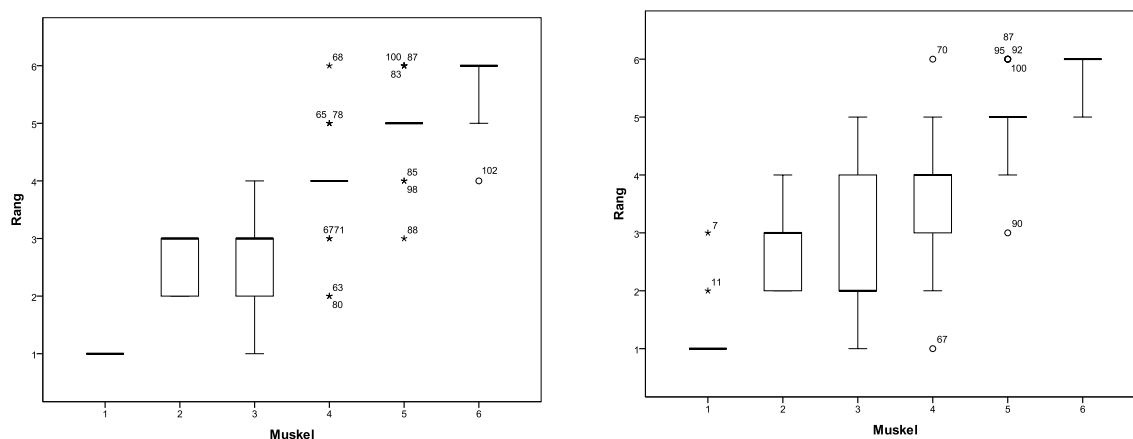
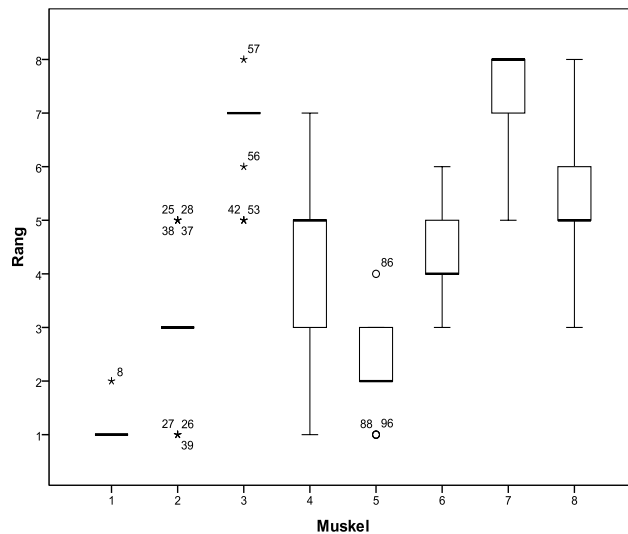


Abb. 24: Visuelles Aktivierungsmuster, Hüfthyperextension rechts (re) und links (li)

x-Achse: Muskel 1-6		y-Achse: Rang 1-6
1	ipsilaterale M. ischiocrurale	
2	ipsilateraler M. gluteus maximus	
3	kontralateraler M. erector spinae pars lumbalis	
4	ipsilateraler M. erector spinae pars lumbalis	
5	kontralateraler M. erector spinae pars thoracalis	
6	ipsilateraler M. erector spinae pars thoracalis	

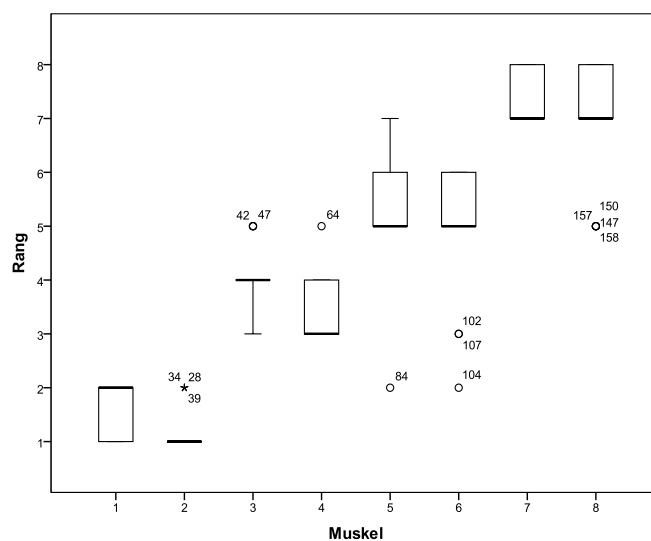
6.4.4 Kopfanteflexion



x-Achse: Muskel 1-8	
1	Rechter M. sternocleidomastoideus
2	Rechte Mm.scaleni anteriori
3	Rechter M. trapezius descendens
4	Rechte Halsstrecker-muskeln
5	Linker M. sternocleidomastoideus
6	Linke Mm. scaleni anteriori
7	Linker M. trapezius descendens
8	Linke Halsstrecker-muskeln
y- Achse: Rang 1-8	

Abb. 25: Visuelles Aktivierungsmuster, Kopfanteflexion

6.4.5 Rumpfanteflexion



x-Achse: Muskel 1-8	
1	Linker M. sternocleidomastoideus
2	Rechter M. sternocleidomastoideus
3	Linker M. pectoralis major
4	Rechter M. pectoralis major
5	Linker M. rectus abdominus
6	Rechter M. rectus abdominus
7	Linker M. transversus abdominus
8	Rechter M. transversus abdominus
y- Achse: Rang 1-8	

Abb. 26 : Visuelles Aktivierungsmuster, Rumpfanteflexion

6.5 Übereinstimmung: Aktivierungsmuster O-EMG/Janda

Für die Häufigkeitsberechnung wurden bei allen betrachteten Bewegungstereotypen beide Seiten und alle Messungen zusammengefasst. Somit ergeben sich für jeden Muskel n= 240 Variablen.

6.5.1 Armaduktion

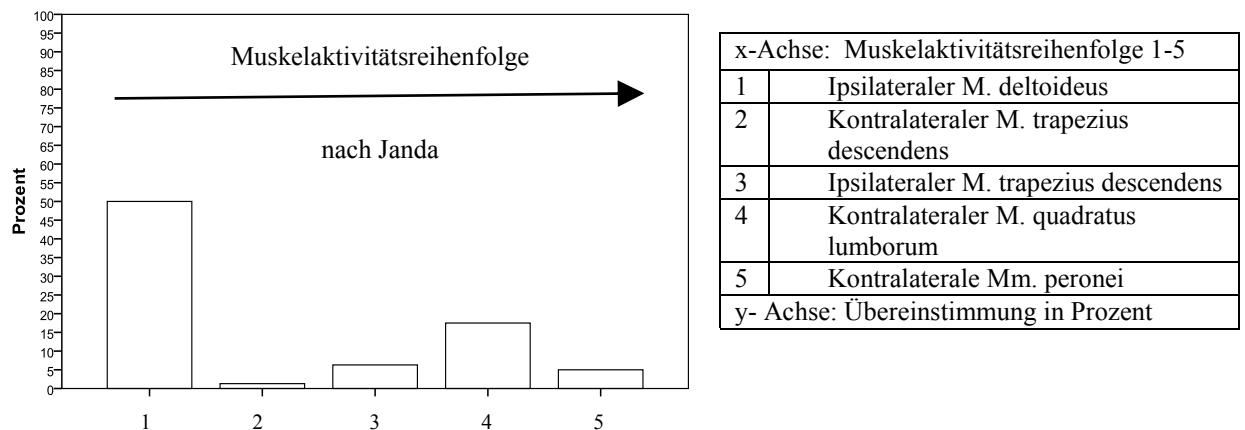


Abb. 27: Übereinstimmung Aktivierungsmuster O-EMG/Janda, Armabduktion

Bei der elektrophysiologischen Messung stimmte der ipsilaterale M. deltoideus zu 50 % mit dem Aktivierungsmuster (1.Rang) nach Janda überein. Ansonsten kam es zu Abweichungen.

6.5.2 Hüftabduktion

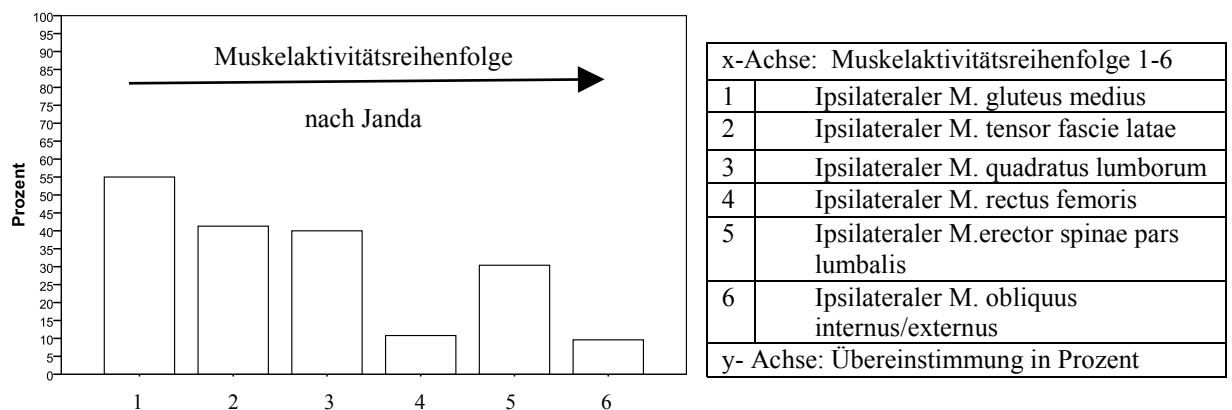


Abb. 28: Übereinstimmung Aktivierungsmuster O-EMG/Janda, Hüftabduktion

Die drei initialen Muskeln stimmen im O-EMG zu 40-55 % mit der von Janda festgelegten Aktivierungsfolge überein. Der ipsilaterale M. erector spinae pars lumbalis wurde zu 30 % an 5.Stelle aktiviert. Bei den übrigen Muskeln kam es zu größeren Abweichungen.

6.5.3 Hüfthyperextension

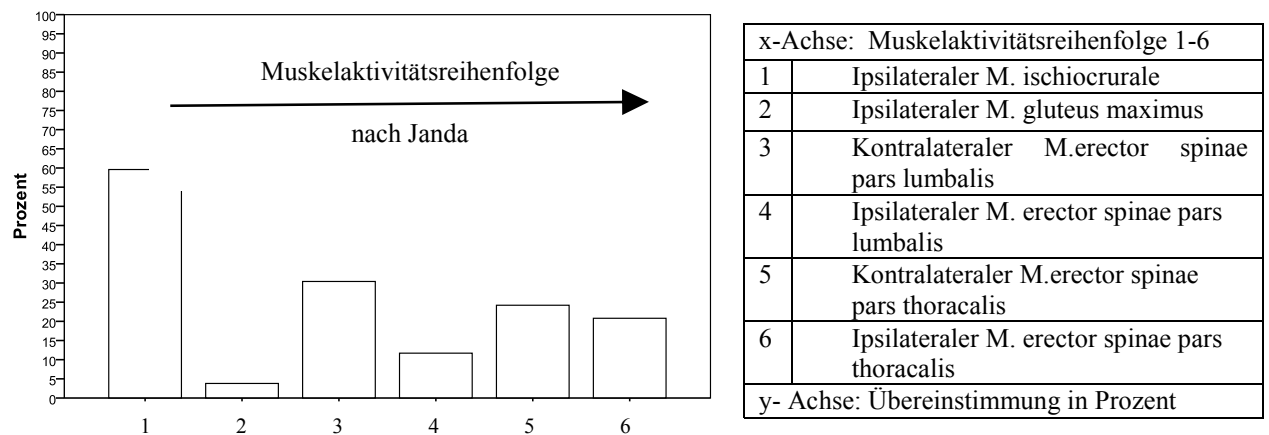


Abb. 29: Übereinstimmung Aktivierungsmuster O-EMG/ Janda, Hüfthyperextension

Bei der Hüfthyperextension kam es nur bei dem ersten Muskel, dem ipsilateralen M. ischiocrurale, zu einer nennenswerten Übereinstimmung von ca. 60 %.

7 Diskussion

7.1 Reliabilität und Validität des automatisierten Verfahrens

Die Reliabilität beschreibt, inwiefern sich ein Messergebnis bei wiederholter Erhebung reproduzieren lässt. Dabei wird die Intrasession- Reliabilität von der Intersession- Reliabilität unterschieden. Bei beiden Testgütekriterien erfolgt die Messdurchführung durch den gleichen Untersucher. Die Intrasession- Reliabilität bezieht sich auf das Maß der Übereinstimmung innerhalb einer Testdurchführung bei wiederholter Messung. Dahingegen beschreibt die Intersession- Reliabilität das Maß der Übereinstimmung zweier Testdurchführungen zwischen denen ein bestimmtes Zeitintervall liegt. Der Grad der Reliabilität wird als Korrelation zwischen den jeweiligen Werten der Messwiederholungen gemessen und stellt ein wichtiges Kriterium für die Genauigkeit einer wissenschaftlichen Untersuchung dar.

Neben allen zufälligen und systematischen Fehlern gehen bei diesen Testgütekriterien des Messinstruments, auch zeitliche Schwankungen des untersuchten Parameters bis zur Messwiederholung ein (Bak 1998).

In dieser Studie wurden für die Intrasession- Reliabilität der O-EMG folgende overall-Kappa- Koeffizienten für die Bewegungstereotypen ermittelt:

Tab. 13: Intrasession- Reliabilität, O-EMG, Auswertung

Stereotyp	Overall- Kappa- Koeffizient	Wertung nach LANDIS und KOCH (1977)	Overall- Kappa- Koeffizient > 0,5 in %
Armaduktion	von 0,509 bis 0,926	mäßige bis ausgezeichnete Übereinstimmung	100%
Hüftabduktion	von 0,392 bis 0,865	geringe bis ausgezeichnete Übereinstimmung	92%
Hüfthyperextension	von 0,274 bis 0,743	geringe bis gute Übereinstimmung	75%
Kopfanteflexion	von 0,435 bis 0,899	mäßige bis ausgezeichnete Übereinstimmung	87,5%
Rumpfanteflexion	von -0,444 bis 0,770	schlechte bis gute Übereinstimmung	56%
Liegestütz	von 0,443 bis 0,873	mäßige bis ausgezeichnete Übereinstimmung	94%

Für die Intersession- Reliabilität ergaben sich folgende Werte:

Tab. 14: Intersession- Reliabilität, O-EMG, Auswertung

Stereotyp	Overall- Kappa-Koeffizient	Wertung nach LANDIS und KOCH (1977)	Overall-Kappa-Koeffizienten > 0,5 in %
Armabduktion	Von 0,630 bis 0,838	gute bis ausgezeichnete Übereinstimmung	100%
Hüftabduktion	von 0,556 bis 0,814	mäßige bis ausgezeichnete Übereinstimmung	100%
Hüfthyperextension	von 0,387 bis 0,706	geringe bis gute Übereinstimmung	83%
Kopfantefflexion	von 0,553 bis 0,824	mäßige bis ausgezeichnete Übereinstimmung	100%
Rumpfantefflexion	Von 0,200 bis 0,769	minimale bis gute Übereinstimmung	75%
Liegestütz	von 0,525 bis 0,778	mäßige bis gute Übereinstimmung	100%

Zusammenfassend kann man von sehr guten Ergebnissen bezüglich der Reliabilität sprechen. In der Literatur gibt es nur wenige Angaben zur Intrasession- und Intersessionreliabilität von O-EMG zur Beurteilung von Aktivierungsfolgen bei Durchführung von Bewegungstereotypen. In allen Fällen wurde die Rekrutierungsreihenfolge manuell bestimmt und unterliegt somit einer großen Abhängigkeit vom jeweiligen Untersucher. Auswertungsfehler können in diesen Fällen praktisch nicht ausgeschlossen werden. Bak (1998) untersuchte die diagnostische Wertigkeit von O-EMG und einer visuellen Methode zur Beurteilung von Bewegungstereotypen (am Bsp. der Hüfthyperextension). Zu diesem Zwecke wurden die abgelesenen Aktivierungsreihenfolgen klinisch relevanten Kategorien zugeordnet (physiologisches, gestörtes oder pathologisches Bewegungsmuster). Ziel seiner Studie war u.a. die Ermittlung der Intra- und Interraterreliabilität der O-EMG bei Beurteilung der Hüfthyperextension. Die EMG-Polymyographie zeigte eine mäßige bis gute Intrarater-Reliabilität bei der Bewertung der Aktivierungsreihenfolgen mit Overall-Kappa-Koeffizienten von 0,2600 bis 0,6754. Zusammenfassend wird die EMG-Polygraphie als eine effiziente Methode zur Beurteilung von menschlichen Bewegungstereotypen empfohlen (Bak 1998). In dieser Reliabilitätsstudie wurde für die Hüfthyperextension Overall-Kappa-Koeffizienten von 0,247- 0,743, bezogen auf die Intrasession-Reliabilität der O-EMG, ermittelt und entsprechen somit weitestgehend den Ergebnissen von Bak (1998). Da die Messungen immer der gleiche Untersucher vorgenommen hat, entspricht die Intrasession-Reliabilität der Intrarater-Reliabilität und sind so mit den Ergebnissen von Bak (1998) vergleichbar.

Bänsch (2004) führte eine Vergleichsstudie der Muskelfunktion bezüglich der Aktivierungsreihenfolge bei Osteoporose- Relevanten Stereotypen durch, wobei er sein Hauptaugenmerk auf die Hüfthyperextension und Rumpfanteflexion legte. Für die Intrarater-Reliabilität der EMG- Polymyographie ergab sich ein Overall- Kappa- Koeffizient von 0,259 für die Hüfthyperextension und 0,371 für die Rumpfanteflexion. Die Ergebnisse bezüglich der Rumpfanteflexion sind nicht exakt mit den Ergebnissen dieser Studie zu vergleichen, da anstelle des M. rectus transversus der M. erector spinae pars lumbalis bewertet wurde. Alle anderen gemessenen Muskeln sind aber identisch. Ein Grund für die starke Diskrepanz zu den Ergebnissen dieser Studie, stellt die Probandenklientel dar, welches aus 20 gesunden Probanden und 42 an Osteoporose erkrankten Patienten besteht.

Um die trotzdem vorhandenen Schwankungen innerhalb der einzelnen Kappa- Koeffizienten dieser Studie zu erörtern, sollen im Folgenden mögliche Fehlerquellen beim Einsatz der O-EMG und der SinfoMed- Software analysiert und diskutiert werden. Des Weiteren sollen Vorschläge unterbreitet werden die Fehlerquellen zu minimieren, um die diagnostische Wertigkeit der Polymyographie zu erhöhen.

7.2 Fehleranalyse

Eine der primären methodenunabhängigen Fehlerquellen stellt die zeitliche Schwankung dar. Der Proband zeigt bei jeder Testdurchführung ein variables Bewegungsmuster, da es objektiv kein festes Bewegungsmuster gibt. Dies kann einerseits zufällig auftreten oder an systematischen Fehlern bei der Bewegungsausführung, als Folge von Ermüdung bzw. Lerneffekten, liegen (Bak 1998). Die Ermüdung der Muskulatur bezeichnet die Abnahme der Kraft-Erzeugungs-Kapazität unabhängig von der durchzuführenden Bewegung (Bigland-Ritchie und Woods 1984). Der ermüdete Muskel entwickelt langsamer tetanische Spannungen und verlängert ebenso die Entspannungsphase (Mihai und Tarata 2003). Es wurde nachgewiesen, dass dieser Effekt Einfluss auf die Amplitude im OEMG- Signal hat, welche gegen Ende der Übung ansteigt (Tarata 1997 und 2001; Stulen und De Luca 1981). Die EMG-Merkmale steigende Amplitude und fallende Frequenz, charakterisieren die zunehmende Ermüdung eines Muskels (Manninon und Dolan 1996).

Ebenfalls führt ein gestörtes Bewegungsmuster früher zu einer Ermüdung als ein physiologisches (Janda 1984). Nach Janda (1967) steht die Ermüdung bei der Bewegungsausführung in keinem Verhältnis zum quantitativen Energieaufwand und zum Grad der klinischen Störung. Ein gestörtes Bewegungsmuster führt zu ungünstigen,

unökonomischen Bewegungsabläufen, welche die beteiligte Muskulatur übermäßig beansprucht. Durch die gesteigerte Muskelaktivität kommt es zu einem gesteigerten Energieverbrauch und somit zu einer vorzeitigen Ermüdung.

Da in dieser Studie ein junges und klinisch gesundes Probandenklientel verwendet wurde, können Ermüdung und Lerneffekte als Fehlerquelle aber ausgeschlossen werden. Eine dreimalige Wiederholung der Bewegungstereotypen innerhalb von je 30 Sekunden gegen die Schwerkraft ist eine zu geringe und kurze muskuläre Belastung um zu einer Ermüdung zu führen (Bak 1998). Obwohl Lerneffekte auch bei nicht anstrengenden langsam auszuführenden Bewegungsdurchführungen auftreten können, ist die Wiederholungszahl zu gering um von einem Lerneffekt ausgehen zu können (Lewit 1987; Janda 1967). Dahingegen konnte jedoch Queisser et al. (1994) und Badtke et al. (1994) nachweisen, dass bei einer schnellen Bewegungsausführung auch bessere EMG- Reliabilitätsergebnisse erzielt werden konnten.

Auch die probandenabhängige Variabilität bezogen auf die individuelle Motivation der Probanden spielt bei der Fehlerbetrachtung eine Rolle. Die unterschiedliche Motivation kann bei einem Probanden zu verschiedenen Messergebnissen führen (Dvir 1995). Ist die Motivationshaltung bei den Testwiederholungen anders, hat dies einen fehlerhaften Einfluss auf die Reliabilität der Daten und schränkt die Aussagekräftigkeit des Tests ein.

Um die Abweichungen der Messergebnissübereinstimmungen diskutieren zu können, müssen auch Ungenauigkeiten bei der EMG- Aufzeichnung betrachtet werden. Das Problem bei der O-EMG ist, dass es zwar eines der einfachsten Messverfahren für elektrophysiologische Signale darstellt, aber auch eines der am schwersten quantitativ auszuwertenden (De Luca 1997).

Zunächst spielt die Wahl der richtigen Elektrode eine wichtige Rolle. Nach den europäischen Richtlinien der SENIAM (surface EMG for non-invasive assessment of muscles) werden die Bipolarelektroden empfohlen. Um eine elektrische Potentialdifferenz zwischen 2 Elektroden nahe über dem Muskel, bei einem möglichst konstanten Inter- Elektroden- Abstand (IEA), zu messen, werden in der Praxis die Bipolar-Elektroden bevorzugt (Stegemann und Hermens, <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf>).

In einer weiteren Studie haben Ollivier et al. (2005) die Wiederholbarkeit von O-EMG- Parametern, unter Verwendung von Bipolar- und Laplacian- Elektroden, bei Durchführung von isometrischen Kontraktionen und unter Ermüdung untersucht. Die Schlussfolgerung war, dass die Bipolar- Elektroden weniger selektiv sind als die Laplacian- Elektroden und damit eine globalere Ansicht über die Muskelaktivität liefern. Für nachfolgende Studien haben

Ollivier et al. (2005) die Bipolarelektroden, wegen ihrer besseren Reliabilitätsergebnisse, empfohlen. Aufgrund dieser Tatsachen und um eine gute Vergleichbarkeit mit der Literatur zu erreichen, wurden auch in dieser Studie Bipolarelektroden verwendet.

Neben der Elektrodenwahl ist aber auch die Elektrodenpositionierung von großer Wichtigkeit. Um eine gute Qualität des Elektromyogramms zu gewährleisten, sollte das Signal so weit wie möglich von der Innervationszone und der Sehnenansatzzone, welche sich bei dynamischen Kontraktionen verschieben, entfernt sein (Sacco et al. 2009). De Nooij et al. (2009) untersuchten in einer Studie den Einfluss der Elektrodenposition auf die OEMG- Amplitude an hand des M. erector spinae p. longissimus dorsi. Es wurde, unter Benutzung von Bipolarelektroden, die Reliabilität der RMS (root mean square) bezogen auf verschiedene Elektrodenpositionen ermittelt. Die Ergebnisse zeigen, dass eine seitliche Verlagerung der Elektrodenposition zu einer deutlichen Abnahme der Reliabilität führen. Eine Verlagerung in longitudinaler Richtung jedoch die RMS nicht beeinflusst. Die Elektrodenposition sollte somit in medio- lateraler Richtung exakt sein um Veränderungen der Amplitude zu minimieren (De Noij et al. 2009). Die Positionierung der Elektroden erfolgte in dieser Studie immer durch denselben Untersucher. Es lassen sich jedoch Unterschiede in der Elektrodenpositionierung zwischen den Testdurchführungen nicht völlig vermeiden, wodurch es zu einem negativen Effekt auf die Intersession- Reliabilität kommen kann.

Ebenfalls soll der Abstand des Sensors an der Oberfläche zu anderen Muskeln möglichst groß sein um die Signalamplitude und die Frequenz nicht zu beeinflussen (Stegemann und Hermens, <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf>). Auf die Bedeutung dieses so genannten „cross- talk“ - Phänomens wird in der Literatur hingewiesen, sowohl bezüglich der Rückenstrecker (Koh und Grabiner 1993) als auch der Oberschenkelmuskulatur (De Luca und Merletti 1988; Koh und Grabiner 1992). Ebenfalls werden aufwendige technische Lösungen für dieses Problem vorgeschlagen (Joseph und Richardson 1996; Lapatki et al. 2008). Lapatki et al. (2010) diskutieren in ihrer Arbeit über die optimale Positionierung von Bipolar- Elektroden in der O-EMG im Bereich der mimischen Muskulatur. Sie beschreiben eine Methode, welche als eine wichtige Basis angesehen werden kann um die Validität und Reliabilität von O-EMG in komplexen Muskelgebieten zu verbessern.

Auch in dieser Studie kann der Einfluss des „cross-talk“- Phänomens nicht außer Acht gelassen werden. Vor allem in Bereichen mit einem komplexen anatomischen Verlauf vieler Muskeln und anderer Gewebe, wie in der regio cervicalis anterior und posterior, kann es durchaus zu störenden Signaleinflüssen durch benachbarte Strukturen kommen. Eine sichere Zuordnung des Signals zu einem Muskel ist somit kaum möglich. Die Nähe der

oberflächlichen Elektroden zu den Innervationszonen der Muskeln ist ein kritischer Punkt. Es können keine repräsentativen Signale in der Nähe der Eintrittsstellen der motorischen Nervenendigungen abgeleitet werden (Sommerich et al. 2000). Zusätzlich stellt diese Region auch ein Problem bezüglich eines konstanten Inter-Elektroden-Abstand (IEA) bei der Bewegungsausführung (Kopfanteflexion) dar. Die Variabilität des IEA beeinflusst sowohl die OEMG- Amplitude wie auch die Frequenz und führt zu Bewegungsartefakten im Elektromyogramm (Stegemann und Hermens, <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf>). Die SENIAM schlägt vor, zusätzlich zur Stabilisierung des IEAs Tape zu verwenden. Ob es dadurch nicht zu einer Bewegungseinschränkung bei Durchführung der Kopfanteflexion kommen kann, erscheint fraglich. Gerade auch bei Bewegungstereotypen, die nicht im Liegen ausgeführt werden, wie die Armabduktion und der Liegestütz, kann es durch Zug und Trägheit der Kabel zu Bewegungsartefakten im Elektromyogramm kommen. SENIAM empfiehlt für diesen Fall, die Kabel mit elastischen Bändern zu fixieren.

Für die EMG- Polygraphie stellt sich ebenfalls die Frage, inwieweit die unterschiedliche Lokalisation der Referenzelektrode die Ergebnisse beeinflussen kann. Es ist anzunehmen, dass es durch die Aktivierung von Muskelanteilen, welche sich zwischen den aktiven Elektroden und der Referenzelektrode befinden, zu einer Verschiebung des myoelektrischen Signals kommen kann (Bak 1998). Anders et al. (1994) haben dahingegen bei einer Untersuchung zur Abhängigkeit von der Lokalisation der Referenzelektrode auf das EMG-Mapping keinen wesentlichen Einfluss der verschiedenen Untersuchungsbedingungen auf die Struktur der berechneten EMG- Maps festgestellt, gleichzeitig aber auf die Unterschiede im Niveau der myoelektrischen Leistung (z.Bsp. auf die Amplitude) hingewiesen. Durch standardisierte Positionierung der Referenzelektrode in einem anatomisch sicheren Abstand von der aktiven Elektrode wurde in der vorliegenden Studie versucht diese Einflüsse zu reduzieren. Dieser Faktor darf jedoch bei der Interpretation der Ergebnisse nicht unberücksichtigt bleiben.

Die ersten Fehler entstehen jedoch bereits bei der Umsetzung der mechanischen Muskelarbeit in ein elektrisches Signal. Bei der OEMG ist es denkbar, dass die registrierte Amplitude vom Abstand zwischen dem untersuchten Muskel und der OEMG- Elektrode abhängig ist. Diese Distanz hängt mit der Dicke des Unterhautgewebes zusammen und unterliegt einer großen inter-individuellen Variabilität. Je dicker das subkutane Gewebe zwischen der Elektrode und den zu untersuchenden kontrahierten Muskel ist, desto geringer ist die aufgenommene elektromyographische Aktivität (Hemingway et al. 1995). Die Hautfaltendicke spielt somit

eine große Rolle bei der inter- individuellen Abweichung der OEMG- Amplitude (Nordander et. al. 2003). Dieser Faktor ist in der Praxis nur sehr schwierig und aufwendig zu kontrollieren, da dafür Ultraschall- oder Hautfaltenmessungen durchgenommen werden müssten. Beide Methoden zeigen eine schwache Korrelation mit dem EMG- Signal, was vermutlich daran liegt, dass neben der Dicke des Gewebes auch dessen elektrische Eigenschaft eine entscheidende Rolle spielt. In der Literatur wird bisher über kein zufriedenstellendes Messinstrument berichtet, um diesen Faktor zu 100% zu kontrollieren. Aufgrund dessen wurde über diese Störgröße hinweggesehen.

Die Intensität des elektrischen Signals ist zudem von der Hautimpedanz und der Blutzirkulation abhängig. Die Schweißsekretion spielt dabei eine nicht unwesentliche Rolle (Marchal- Crespo et al. 2009). Sie beeinflusst nicht nur die Leitfähigkeit der Haut sondern auch die Haftfähigkeit der Elektroden. Wenn es zu einem unzureichenden Kontakt der Elektroden mit der Haut kommt, führt dies zu erhöhten Ruheamplituden und wirkt sich als variable Störgröße auf die registrierte EMG- Amplitude aus. Da ein definierter Grenzwert der Amplitude als Aktivierungsschwelle der Kanäle dient, sind Einflüsse wie Kontaktstörungen und/ oder – ungleichmäßigkeiten im Testverlauf gleichzeitig auch variable Störgrößen beim Festlegen der Aktivierungsfolge (Bak 1998).

In diesem Zusammenhang spielt auch die bei der Testdurchführung registrierte Herzaktivität eine wichtige Rolle. Gerade bei Muskeln, die nahe der Herzregion oder der großen Gefäße liegen, wie der M. pectoralis major (Abb. 30), die Mm. scaleni und der linke M. rhomboideus, treten Herzartefakte auf, welche bei Überschreiten der Aktivierungsschwelle Einfluss auf die Rekrutierungsreihenfolge haben. Für weitere Studien wäre es erstrebenswert, das Herzartefakt zu eliminieren, um die diagnostische Wertigkeit der Polymyographie bei Beurteilung der Bewegungstereotype im Bereich der oberen Körperhälfte zu verbessern.

Messung ca. 10s vor dem eigentlichen Test und verwendet genau diese Periode für die adaptive Schwellenbestimmung der einzelnen Muskeln während des Tests. In diesem Bereich sollte sich die Streuung der Werte in Grenzen halten und damit eine reliable Detektion des Muskeleinsatzes möglich ist. Hierbei handelt es sich nur um eine mögliche Herangehensweise. Die Wahl der Schwelle könnte das 2-fache oder 4-fache der Standardabweichung sein und ist ebenfalls im praktischen Umgang zu testen. Für die Artefaktkorrektur wäre die Bildung von „Templates“ ein Ansatz, wodurch der QRS- Komplex separat für jedes Herzartefakt herausgeschnitten wird. Dafür ist eine zuverlässige Detektion der Herzaktivität von Nöten, welche über einen separaten EMG- Kanal aufgenommen werden müsste. Hierfür könnte jedoch eine limitierte Kanalanzahl ein Problem darstellen. Dieser Algorithmus würde immerhin zu einer individuellen Betrachtung eines jeden einzelnen Kanals für jede einzelne Messung führen. Die Artefaktkorrektur sollte aber immer vor der weiteren Bearbeitung der Signale erfolgen, da ansonsten keine verwertbaren Daten zustande kommen (Anders 2011).

Durch die individuelle Schwellenbestimmung und einer korrekten Artefaktbehandlung könnte man eine Verbesserung der Intrasession- Reliabilität und eine bessere Vergleichbarkeit der jeweiligen Muskelaktivitäten erreichen.

7.3 Analyse der Bewegungstereotypen

Die Bewegungstereotypen wurden hinsichtlich der Aktivierungsreihenfolgen betrachtet, wobei die EMG- Polygraphie sehr gute Intersession- und Intrasession- Reliabilität aufzeigte.

Die rein visuelle Ermittlung der Rekrutierungsreihenfolge ergab eine deutliche Rangverteilung mit einer lediglich minimalen Streuung. Da nicht alle Muskelgruppen gleichzeitig zu erfassen sind, geht der Untersucher nach einem Schema vor, welches sich in den Ergebnissen widerspiegelt. Neben der Anzahl der Wiederholungen hat somit auch die Objektivität des Untersuchers Einfluss auf die Ergebnisse.

Es war nicht Aufgabe dieser Studie die Stereotype klinisch zu beurteilen. Für die Armabduktion, Hüftabduktion und Hüfthyperextension legte Janda eine Aktivierungsreihenfolge, welche als idealer Verlauf verstanden werden soll, fest. Der Vergleich der Muskelrekrutierungsreihenfolge nach Janda mit der in dieser Studie durch O-EMG ermittelten, zeigt jedoch größtenteils starke Abweichungen. Bei der Suche nach der Ursache, muss man auch kritisch hinterfragen, wie V. Janda die Aktivierungsreihenfolge damals (vor ca.20 Jahren) ermittelte. Janda verwendete, um einen wesentlichen Unterschied

zu nennen, Nadelelektroden für seine Messungen. Heutzutage weiß man, dass für die Ableitung von Muskelsummenaktionspotentialen (MSAP) Oberflächenelektroden besser geeignet sind (Bischoff et al. 1997). Da die Nadelelektrode nur einen kleinen Aufnahmeradius besitzt, kommt es zu einer selektiven Registrierung der Aktivität einzelner Muskelfasern. Daher können die Amplituden prinzipiell nicht verwertet werden. Zudem kann die Nadel bei der Stimulation (durch die Muskelkontraktion) verschoben werden, sodass Latenz, Amplitude, Fläche und Konfiguration des MSAPs bei wiederholter Stimulation nicht wiederholbar sind. (Bischoff et al. 1997). Durch die Verwendung von Nadelelektroden kommt es ebenfalls zu einer Irritation des Muskels und stellt eine deutlich höhere Belastung für den Probanden dar, als unter Verwendung von Oberflächenelektroden. Bei einer Test-Retest- Studie ist auch die genaue Lokalisation der Elektrode bzw. die Wiederholbarkeit derer ein Problem und führt wahrscheinlich, unter Verwendung von Nadelelektroden, zu schlechteren Ergebnissen bezüglich der Intersession- Reliabilität. Nadelelektroden sind besser für tiefer gelegene Muskeln geeignet, welche für die Oberflächenableitung nicht zugänglich sind.

Zusammenfassend ist erkennbar, dass Jandas Methode, Aktivierungsreihenfolgen festzulegen, kaum mit den heutigen Techniken zu vergleichen ist. Abgesehen von der Elektrodenwahl ist auch das Probandenklientel dieser Studie jünger. Diese Unterschiede können ein wesentlicher Grund für die Diskrepanz der ermittelten Rekrutierungsreihenfolge mit der von Janda festgelegten sein.

Ein weiterer Punkt ist die Frage nach der richtigen Auswahl und Rangfolge der Muskeln, welche für die Bestimmung der Aktivierungsreihenfolge festgelegt wurden. Dies soll im Folgenden im Detail analysiert und diskutiert werden.

Bei der Armabduktion schlägt Janda folgende Muskeln in dieser Reihenfolge vor: ipsilateraler M.deltoideus und M. supraspinatus, ipsi- und kontralateraler M. trapezius, kontralateraler M. quadratus lumborum, kontralaterale Mm.peronei und untere Scapulafixatoren (Deutsche Gesellschaft für Manuelle Medizin 2003). Bei der Abduktionsbewegung ist der M. deltoideus gleich zu Beginn aktiv. Sein Aktivitätsmaximum erreicht er bei etwa 90°. Dabei wirkt der M. supraspinatus synergistisch und besitzt ebenfalls sein Aktivitätsmaximum bei 90°. Zusätzlich wirkt der Muskel gelenksichernd und ist durch seine Ausdauer und Kraft quantitativ wesentlich für die Abduktion (Kapandji 1999). Für die O- EMG ist der M. supraspinatus nicht zu verwenden, da er bedeckt durch den M.trapezius und M. deltoideus in der Tiefe liegt. Der M.trapezius pars descendens hebt den Schultergürtel an, extendiert die Halswirbelsäule nach dorsal und dreht den Kopf zur Gegenseite, wenn der Schultergürtel fixiert ist. Der

Muskel ist bei der Abduktion beteiligt, hat jedoch besonders wichtige Funktion beim Tragen schwerer Lasten. Der M. quadratus lumborum gehört zu der tiefen, paravertebralen Rumpfmuskulatur. Bei einer einseitigen Kontraktion bewirkt der M. quadratus lumborum eine Seitneigung des Rumpfes. Die kontralateralen Mm. Peronei zählen zu den lateralen Muskeln des Unterschenkels deren Funktion die Plantarflexion des oberen und die Pronation des unteren Sprunggelenkes ist (Putz und Pabst 2000). Es erscheint fraglich, warum Janda diesen Muskel mit in Betracht gezogen hat, da er nicht unmittelbar an der Armabduktion beteiligt ist. Bei der Durchführung der Armabduktion im Stehen wäre es denkbar, dass es zu einer Aktivität der Mm. peronei kommt, wenn das Gewicht auf das kontralaterale Bein verlagert werden würde. In dieser Studie wurden jedoch bis auf wenige Ausnahmen keine Aktivitäten der Mm. peronei gemessen. Nach Janda sollte diese Übung im Sitzen ausgeführt werden, wobei eine Aktivierung dieser Muskeln undenkbar erscheint. Schließlich wurde für diese Studie der M. rhomboideus major als Vertreter der Scapulafixatoren ausgewählt, welcher zusammen mit dem M. rhomboideus minor der Adduktion und Heben der Scapula und gemeinsam mit dem M. serratus anterior dem Fixieren der Scapula am Rumpf dient. Die Funktionen der einzelnen Muskeln sind somit klar definiert, jedoch fehlt in der Literatur eine genauere zeitliche Reihenfolge jener bei der Durchführung der Abduktion. Kapandji (1999) unterteilt die Abduktion zeitlich in drei Phasen. In der ersten Phase sind der M. deltoideus und der M. supraspinatus aktiv und bilden eine funktionelle Gruppe für die Abduktion im Schultergelenk. Bei etwa 90° ist die erste Phase beendet, da das Schultergelenk durch Anschlagen des Tuberculum majus an den Oberrand der Pfanne blockiert wird. Die zweite Phase verläuft bei einer Abduktion von 90°- 150°. Aufgrund der Blockierung ist eine weitere Abduktion nur unter Einsatz des Schultergürtels möglich. Die Gelenkpfanne wird, durch Translation mit einer gleichzeitigen Drehung der Scapula gegen den Uhrzeigersinn (bei Betrachtung des rechten Schulterblatts) um maximal 60° angehoben und nach oben gerichtet. Bei ca. 150° wird die Bewegung durch passiven Widerstand des adduzierend wirkenden M. pectoralis major und minor gebremst. An der zweiten Phase der Abduktion, der Rotation des Schulterblattes, sind der M. trapezius und der M. serratus anterior, die eine funktionelle Gruppe bilden, beteiligt. Die dritte Abduktionsphase verläuft von 150°- 180° unter Mitbeteiligung der Wirbelsäule. Hierbei ist eine Lateralflexion durch die Aktivität der kontralateralen Rückenmuskulatur ausreichend (Kapandji 1999).

Nach Kapandji hat diese Phaseneinteilung einen schematischen Charakter, da die einzelnen Aktionen physiologisch ineinander übergehen und sich überschneiden. Zusammenfassend

erscheint die Auswahl der zu messenden Muskulatur, bis auf die Mm. peronei, schlüssig und auch in ihrem zeitlichen Ablauf begründet.

Der nächste Stereotyp, die Hüftabduktion, wird von Janda mit folgender Rekrutierungsreihenfolge charakterisiert: M. gluteus medius, M. tensor fasciae latae, M. quadratus lumborum, M. iliopsoas, M. rectus femoris und die Bauchmuskulatur, in dieser Studie die Mm. obliqui interni/externi (Deutsche Gesellschaft für Manuelle Medizin 2003). Da der M. iliopsoas für die O-EMG- Messung schwer zugänglich ist, wurde dieser Kanal dem M. erector spinae pars lumbalis zugeteilt, um seine Rolle bei der Hüftabduktion zu diskutieren. Das Hauptaugenmerk liegt aber auf den ersten drei Muskeln. In der folgenden Tabelle sind die Funktionen der angegebenen Muskulatur dargestellt.

Tab. 15: Muskelfunktion Hüftabduktion (R. Putz et al., 2000)

Muskel	Funktion
M. gluteus medius	Hüftgelenk: Ventraler Anteil: Abduktion, Flexion, Innenrotation Dorsaler Anteil: Abduktion, Extension, Außenrotation
M. tensor fasciae latae	Hüftgelenk: Flexion, Abduktion, Innenrotation Kniegelenk: Stabilisierung in der Streckstellung
M. quadratus lumborum	Senken der Rippen (bei der Expiration), Lateralflexion der Wirbelsäule
M. rectus femoris	Hüftgelenk: Flexion Kniegelenk: Extension
M. erector spinae pars lumbalis	Reklination (Rückneigen) und Seitneigen der Wirbelsäule, bei beidseitiger Kontraktion nur Reklination
M. obliquus internus/externus	Bei einseitiger Aktivierung Rotation des Thorax zur gleichen Seite (Internus) oder zur Gegenseite (Externus), Lateralflexion der Wirbelsäule; beidseitige Aktivierung: Ziehen des Thorax gegen das Becken, Bauchpresse, Bauchatmung (Expiration)

Auch in diesem Fall gibt es in der Literatur keine Angaben über einen zeitlichen Ablauf, wie Janda es beschrieben hat. Kapandji beschreibt, dass es bei einer Hüftabduktion ab ca. 30°, ebenfalls zu einer Abduktion des anderen Hüftgelenks kommt. Das heißt, dass bei einer Hüftabduktion von 90° beide Hüftgelenke um 45° abduziert sind, bezogen auf eine Verbindungslinie der beiden Spinae iliacae posteriores superiores (Kapandji 1999). Die Wirbelsäule beginnt die Beckenneigung durch eine zur Standbeinseite gerichtete Konvexkrümmung zu kompensieren. Limitiert wird die Abduktion durch das Anschlagen des Femurhalses an den Pfannenrand. Es kommt jedoch bereits früher zu einer Bremsung durch die Adduktoren (M. adductor magnus, M. gracilis, Ischiocrurale Muskelgruppe, M. quadratus

femoris, M.pectineus, M.obturatorius internus/externus und die Mm.gemelli) und die Ligamenta ilio- und pubofemorale. In dieser Studie sollte die Abduktion jedoch nur bis ca. 30°, also bevor es zu einer Kippung des Beckens kommt, durchgeführt werden. Die Kippung des Beckens stellt ein wichtiger Punkt bei der Betrachtung der Hüftabduktion da. Der M. tensor fasciae latae und das Lig. Iliofemorale verhindern bei gestrecktem Hüftgelenk das Kippen des Beckens nach hinten. Schon bei einer geringgradigen Kippung des Beckens nach hinten, kontrahiert sich der M. gluteus minimus, welcher ebenfalls ein Abduktor ist. Sobald das Becken in der sagittalen Ebene im Gleichgewicht ist, stabilisiert es der M. gluteus medius in der Horizontalen. Falls das Becken nach vorne kippt, wird primär der M. gluteus maximus aktiviert (Kapandji 1999). Sobald es bei einem Probanden zu einer leichten Kippung des Beckens gekommen ist, bzw. schon in der Ausgangstellung eine Kippstellung vorlag, wird die Rekrutierungsreihenfolge vermutlich deutlich vom Ideal nach Janda abweichen.

Für die Hüfthyperextension beschreibt Janda ebenfalls eine ideale Aktivierungsreihenfolge: Ischiocrurale Muskeln, M.gluteus maximus, kontralaterale lumbale Rückenstrecker (M. erector spinae pars lumbalis), ipsilaterale lumbale Rückenstrecker, kontralaterale Rückenstrecker, kontralaterale thorakolumbale Rückenstrecker (M. erector spinae pars thoracalis) und die ipsilateralen thoracolumbalen Rückenstrecker. Die jeweiligen Funktionen sind in folgender Tabelle dargestellt.

Tab. 16: Muskelfunktion, Hüfthyperextension (R. Putz et.al, 2000)

Muskel	Funktion
Ischiocrurale Muskulatur (M. biceps femoris, M. semitendinosus, M. semimembranosus)	Hüftgelenk: Extension, Adduktion, Außenrotation Kniegelenk: Flexion, Außenrotation (nur M. biceps femoris), Innenrotation (nur M. semitendinosus, M. semimembranosus)
M. gluteus maximus	Hüftgelenk: Kranialer Anteil: Extension, Abduktion, Außenrotation Kaudaler Anteil: Extension, Adduktion, Außenrotation Kniegelenk: Extension
M. erector spinae pars lumbalis/ thoracolumbalis	Reklination (Rückneigen) und Seitneigen der Wirbelsäule, bei beidseitiger Kontraktion nur Reklination

Die Streckung des Hüftgelenks wird durch das Lig. iliofemorale limitiert. Bei einer anterioren Kippstellung des Beckens wird die Streckung des Hüftgelenks deutlich vergrößert, wobei die Lendenwirbelsäule hyperlordosiert (Kapandji 1999). Wie stark die Mitbeteiligung der Wirbelsäule ist, ist individuell verschieden, bedingt durch die statische Position des Beckens (Grad der vor- oder rückwärtigen Kippstellung). Die ischiocruralen Muskeln (Caput longum des M.biceps femoris, M. semitendinosus, M. semimembranosus) dienen beim normalen

Gang der Streckung des Hüftgelenks, ohne Beteiligung des M. gluteus maximus. Am Anfang der Hüftextension liegt der Schwerpunkt der Muskelarbeit somit bei den ischiocruralen Muskeln und dem M. gluteus maximus. Erst bei einer stärkeren Streckung des Hüftgelenks und der damit verbundenen anterioren Kippung des Beckens beginnt auch die Mitbeteiligung der Rückenstrecker. Die Auswahl der Muskeln für die Betrachtung des Ablaufes der Aktivierungsreihenfolge ist somit nachvollziehbar und begründet.

Bei den folgenden Stereotypen legte Janda keine ideale Rekrutierungsreihenfolge fest und soll hier nur am Rande diskutiert werden. Für die Kopfanteflexion wurden in dieser Studie folgende Muskeln beidseits abgeleitet: M. sternocleidomastoideus, Mm. scaleni anteriori, M. trapezius descendens und die Halsstrecker. Die Funktionen dieser Muskeln sind ebenfalls in einer Tabelle aufgelistet:

Tab. 17: Muskelfunktion, Kopfanteflexion (Lippert, 2003)

Muskel	Funktion
M. sternocleidomastoideus	HWS und Kopfgelenke: neigt Kopf zur Seite und nach hinten, dreht ihn zur Gegenseite Sternoclaviculargelenk: hebt die Clavicula Costovertebralgelenke: hebt den Thorax (Hilfseinatmemmuskel)
Mm. scaleni anteriori	hebt 1. Rippe (Einatemmuskel),neigt Hals zur Seite und nach vorn
M. trapezius descendens	hebt den Schultergürtel, neigt Kopf zur Seite
Halsstreckermuskulatur (M. longus capitis, M. longissimus, M. semispinalis capitis, M. splenius)	Neigen Kopf zur Seite und nach vorn, geringe Drehkomponente

Bei diesem Bewegungstereotyp wird die Koordination zwischen den oberflächlichen Halsbeugern (M.sternocleidomastoideus) und den tiefen Halsbeugern (Mm. scaleni) getestet. Zunächst bewirken die oberflächlichen Halsbeuger ein Vorwärtsschieben des Kopfes, anschließend die tiefen, eine runde Vorbeugung (Janda 2000).

Die Muskeln die bei der Rumpfanteflexion bewertet werden sind: M.sternocleidomastoideus, M. pectoralis major, M. rectus abdominus und M. transversus abdominus jeweils auf beiden Seiten.

Tab. 18: Muskelfunktion, Rumpfanteflexion (R.Putz et al.,2000)

Muskel	Funktion
M. sternocleidomastoideus	HWS und Kopfgelenke: neigt Kopf zur Seite und nach hinten, dreht ihn zur Gegenseite Sternoclaviculargelenk: hebt die Clavicula Costovertebralgelenke: hebt den Thorax (Hilfseinatmemmuskel)
M. pectoralis major	Schultergelenk: Adduktion, Innenrotation; pars clavicularis: Anteversion Schultergürtel: Senken, Anteversion Thorax: Heben des Sternums und Erweitern des Thorax
M. rectus abdominus	Ziehen des Thorax gegen das Becken, Bauchpresse, Bauchatmung (Expiration)
M. transversus abdominus	Bauchpresse, Bauchatmung (Expiration)

Die Bauchmuskeln, insbesondere der M. rectus abdominus sind besonders effektvolle Ventralflexoren des Rumpfes (Kapandji 1999). Sie verfügen über zwei lange Hebelarme, welche einen hohen Wirkungsgrad gewährleisten. Der obere Hebelarm verläuft zwischen Brustwirbelsäule und Schwertfortsatz. Der untere Hebelarm entspricht der Distanz Promontorium- Os pubis. Da zu Beginn der Rumpfanteflexion der Kopf angehoben und nach ventral gebeugt wird, werden in dieser Studie neben der Bauchmuskulatur auch der M. sternocleidomastoideus und der M. pectoralis major betrachtet.

Der Liegestütz ist ein sehr komplexer Bewegungstereotyp und vermittelt u.a. Informationen über die Stabilisationsfähigkeit der Schulterblattmuskulatur. Für diese Studie wurden folgende Muskeln in Betracht gezogen: M.levator scapulae, M. serratus anterior, M. rhomboideus und M. pectoralis major. Die Messung erfolgte auf beiden Seiten. Die Funktionen der Muskeln sind wie folgt.

Tab. 19: Muskelfunktion, Liegestütz (R. Putz et al., 2000)

Muskel	Funktion
M. levator scapulae	Schultergürtel: heben der Scapula und Rotation nach oben
M. serratus anterior (Pars superior, media, inferior)	Alle Teile: Schultergürtel: Abduktion der Scapula; zusammen mit den Mm. rhomboidei Anpressen der Scapula an den Thorax Pars superior: Heben Pars media: Senken Pars inferior: Senken, Rotation nach außen (zur Elevation des Armes über die Horizontalen)
M. rhomboideus major	Schultergürtel: Adduktion und Heben der Scapula; Fixieren der Scapula am Rumpf
M. pectoralis major	Schultergelenk: Adduktion, Innenrotation; pars clavicularis: Anteversion

	Schultergürtel: Senken, Anteversion Thorax: Heben des Sternums und Erweitern des Thorax
--	---

Bei der Durchführung des Liegestützes wurde in dieser Studie ein recht homogenes Aktivierungsmuster bei allen Probanden festgestellt. Ein Problem stellt in diesem Fall erneut die Aktivierungsschwelle dar, da es in der Ausgangsposition bereits auftreten kann, dass die Schwelle überschritten wird, obwohl noch keine Bewegung erfolgt. Dieser Stereotyp erscheint somit ungeeignet um eine Rekrutierungsreihenfolge festzulegen. Alle ausgewählten Muskeln wurden aber aktiviert und sind am Bewegungstyp Liegestütz beteiligt.

Die Bewegungstereotype Armabduktion, Hüftabduktion und Hüfthyperextension wurden sowohl linksseitig als auch rechtsseitig durchgeführt. Dabei kam es zu keinen größeren Abweichungen. Da alle Probanden Rechtshänder sind, wäre es denkbar gewesen, dass es bei der Armabduktion zu stärkeren Differenzen in der Rekrutierungsreihenfolge kommt. Dies ist aber nicht eingetreten. Auch bei den übrigen Stereotypen wurde ein recht symmetrisches Aktivierungsmuster festgestellt.

Bei Betrachtung der Ergebnisse stellt sich die Frage nach der Bedeutung der von Janda festgelegten idealen Aktivierungsreihenfolge. Ist eine Abweichung vom Ideal gleich als pathologisch zu bewerten? Jeder Proband hat seine individuelle Rekrutierungsreihenfolge, welche in den meisten Fällen von dem Ideal nach Janda abweicht. Da alle Probanden im Voraus als klinisch gesund bewertet wurden, scheint eine strikte Einteilung in gesund und pathologisch fraglich. Nach drei Wiederholungen wäre es durchaus möglich, dass es zu Anpassungen, Kompensationen oder Modellierungen der recht komplexen Stereotype kommt. Falls muskuläre Dysbalancen auftreten, wie zum Beispiel bei einer Ventrallage des Beckens, kommt es zu einer Kompensation durch andere Muskelgruppen. Aber ab welchem Ausmaß ist dies als pathologisch zu bewerten und nicht eher als gesund, da die Fähigkeit zur Kompensation noch gegeben ist? Dies sollte in weiteren Studien klinisch hinterfragt werden. Werden wir Menschen dem Muster nach Janda noch gerecht? Es ist doch anzunehmen, dass sich mit der Zeit die Norm verschiebt, bedingt durch die veränderte Körperhaltung welche in der heutigen Zeit im Alltag vorwiegend im Sitzen durchgeführt wird. Wann wird heutzutage noch ein Liegestütz ausgeführt? Vielleicht wäre es an der Zeit, die Stereotype zu überdenken bzw. anzupassen.

Ein weiterer kritischer Punkt ist die Frage, ob die Testbedingungen Alltagssituationen entsprechen? Während Alltagsbedingungen subkortikal gesteuert sind, verläuft eine Testdurchführung eher unter kortikaler Steuerung. Bei einer konzentrierten, bewussten

Bewegungsausführung liegt die Vermutung nahe, dass es zu einem anderen Aktivierungsmuster kommt, als bei einer alltäglichen routinierten Bewegung.

Zusammenfassend sind bei den Aktivierungsmustern dieser Studie jeweils die initialen Muskeln deutlich zu erkennen und entsprechen, in den meisten Fällen, der von Janda festgelegten idealen Reihenfolge. Alle weiteren Muskeln unterliegen einer starken individuellen Variabilität.

7.4 Methodenbewertung

Für ein praktikables Anwenden sollte es für den Patienten nicht zu einer erheblichen Belastung kommen und der Diagnostiker muss im Vorfeld klare Vorstellung von der Effizienz und dem Aufwand/Nutzen- Verhältnis des diagnostischen Verfahrens haben. Die Oberflächen- Elektromyographie ist eine geeignete Methode für die Registrierung von Muskelaktivitäten bei der Durchführung von Bewegungstereotypen. Vor allem bei häufigen Wiederholungen ist die O-EMG ein diagnostisches Verfahren mit guten Reliabilitätsergebnissen. In unserem Gesundheitssystem ist eine Kosten- Nutzen- Analyse für die Beurteilung der Methode aber unerlässlich. Zum einen der zeitliche Aspekt: für jeden Probanden wurde für die Vorbereitungen (Vorbereitung der Haut, Anbringen der Elektroden, Erläuterung zur Durchführung der Bewegung), die Testaufzeichnung (für 6 Bewegungstereotypen, beidseitige Messung, dreimalige Wiederholung), Testauswertung und das Entfernen der Elektroden, 45- 60 Minuten benötigt, wobei mit wachsender Versiertheit des Untersuchers die Zeit von 45 Minuten eingehalten werden konnte. Da die SinfoMed- Software die Rekrutierungsreihenfolgen unmittelbar nach der Messung darstellt, ist der zeitliche Aufwand für die Auswertung der EMG- Signalkurven minimal.

Der qualitative Personalaufwand beläuft sich auf einen Arzt, welcher die klinischen Untersuchungen im Vorfeld durchführt, und einem geschulten Untersucher, der sowohl die anatomischen Grundkenntnisse für das Auffinden der Elektrodenposition besitzt als auch über eine ausreichende Erfahrung mit dieser Methode verfügt. Die Testaufzeichnung am Computer muss kontinuierlich während des gesamten Testvorganges manuell gesteuert erfolgen. Nach einer Einarbeitung kann diese Tätigkeit auch von einer medizinischen Hilfskraft erledigt werden.

Für den Probanden stellt dieses Messverfahren körperlich nur eine geringe Belastung dar, da es sich um ein nichtinvasives Verfahren handelt. Die Untersuchungsdauer ist für den Probanden dagegen ein recht hoher zeitlicher Aufwand. In der Praxis werden für

diagnostische Zwecke, jedoch nicht immer alle 6 Bewegungstereotype abverlangt, so dass die Durchführungsdauer auf ca. 10 Minuten pro Stereotyp begrenzt werden kann und vertretbar ist.

Nicht zu vergessen ist der hohe finanzielle Aufwand für die Anschaffung eines EMG-Messplatzes und die Untersuchungskosten. Dies erscheint erst bei höheren Testfrequenzen wirtschaftlich zu sein.

Zusammenfassend stellt die SinfoMed EMG Version 3.0 ein guter Anfang für eine praktikable Auswertungssoftware in der OEMG dar. Die individuelle Schwellenwertbestimmung und die Herzartefaktkorrektur sind Punkte, die in der Zukunft eine Optimierung des Systems bedeuten würden und somit die Aussagekraft dessen deutlich verbessern. Für eine Routinediagnostik muss die Software also noch weiterentwickelt werden. Für die bessere Anwendbarkeit wären technische Vereinfachungen, wie ein kabelloses Messverfahren, wünschenswert.

Trotz des hohen apparativen und finanziellen Aufwandes, ist die OEMG ein probates Verfahren für wissenschaftliche und diagnostische Zwecke sowie zur Feedback-Therapie.

8 **Schlussfolgerung**

- Die Sensomotorik bezeichnet das Zusammenspiel von sensorischen und motorischen Leistungen auf verschiedenen Ebenen und ist ein komplexes, dynamisches, in sich geschlossenes System. Die wesentlichen Aufgaben sind das Ausführen der gewünschten Bewegung (Zielmotorik) und die aktive statische und dynamische Sicherung und Stabilisierung von Stellung, Haltung und Gleichgewicht (Stützmotorik) als wesentlicher Bestandteil jeder willkürlichen Handlung.
- Eine weitere bedeutende Funktion des sensomotorischen Systems ist die Fähigkeit, physiologische Bewegungsmuster (Stereotype) zu übernehmen, zu programmieren, zu speichern, zu verarbeiten und zu realisieren.
- Für die Forschung auf dem Gebiet der Sensomotorik ist es von immenser Bedeutung, effiziente Methoden zur Beurteilung von Bewegungstereotypen zu entwickeln und zu verbessern.
- Die Polymyographie ist die gleichzeitige elektromyographische Ableitung mehrerer Muskeln oder Muskelpaare in Ruhe und Funktion und stellt somit für die Untersuchung von Bewegungstereotypen und der daraus zu ermittelten Rekrutierungsreihenfolge die am besten geeignete Methode dar.
- Für die Oberflächen- Elektromyographie wurde eine überwiegend gute bis sehr gute Intrasession- Reliabilität bei Beurteilung der sechs Bewegungstereotypen nach Janda hinsichtlich der Aktivierungsreihenfolgen ermittelt. Lediglich bei der Rumpfanteflexion kam es zu einer schlechten bis guten Übereinstimmung. Ansonsten sind die Ergebnisse zufrieden stellend, mit 56-100% Overall- Kappa- Koeffizienten über 0,5.
- Die Intersession- Reliabilität für die O-EMG ergab ebenfalls überwiegend gute bis sehr gute Übereinstimmungen. Auch bei diesem Testgütekriterium bildet die Rumpfanteflexion das Schlusslicht. Zusammenfassend wurden in diesem Fall gute Ergebnisse ermittelt mit 75-100% Overall- Kappa- Koeffizienten über 0,5.

- Die Oberflächen- Elektromyographie ist eine geeignete Methode für die Registrierung von Muskelaktivitäten bei der Durchführung von Bewegungstereotypen. Vor allem für häufige Wiederholungen ist die O-EMG ein geeignetes diagnostisches Verfahren. Durch die Verwendung einer geeigneten Auswertungssoftware werden die Testauswertung und die Darstellung der Rekrutierungsreihenfolge deutlich vereinfacht.
- Die SinfoMed EMG Version 3.0 ist ein guter Anfang für eine praktikable Auswertungssoftware in der O-EMG. Die individuelle Schwellenwertbestimmung und die Herzartefaktkorrektur sind Punkte, die in der Zukunft eine Optimierung des Systems bedeuten würden und somit die Aussagekraft dessen deutlich verbessern.
- Die untersuchte Messmethode der O- EMG ist praktikabel, nicht zu zeitaufwendig (pro Bewegungstereotyp) und nicht invasiv, jedoch mit einem hohen finanziellen und apparativen Aufwand verbunden.
- Da die zeitlichen Unterschiede der Muskelaktivierung im Millisekundenbereich liegen, ist die O-EMG der visuellen Methode vorzuziehen.
- Die Festlegung der idealen Aktivierungsreihenfolgen bei den Bewegungstereotypen durch Janda erfolgte damals unter anderen technischen Voraussetzungen und muss daher heutzutage kritisch betrachtet werden.
- Der Vergleich der Muskelrekrutierungsreihenfolge nach Janda mit der in dieser Studie durch O-EMG ermittelten, zeigt größtenteils starke Abweichungen. Lediglich bei den initialen Muskeln kam es zu nennenswerten Übereinstimmungen.
- Die Stereotypen Liegestütz und Rumpfanteflexion sind eher nicht geeignet, um eine Rekrutierungsreihenfolge festzulegen, da es zu einer großen Streuung der Werte kommt.

- Die Auswahl der zu messenden Muskulatur für die Beurteilung der Aktivierungsreihenfolge bei Durchführung der Bewegungstereotype ist begründet und erscheint, bis auf die Mm. peronei bei der Armabduktion, plausibel.
- Es bestehen vernachlässigbare Seitenunterschiede bei den Aktivierungsmustern der Stereotype Armabduktion, Hüftabduktion und Hüfthyperextension. Auch bei den übrigen Stereotypen wurde ein recht symmetrisches Aktivierungsmuster festgestellt.
- Die O-EMG ist eine effiziente Methode zur Beurteilung von Bewegungstereotypen und ist für wissenschaftliche und diagnostische Zwecke geeignet, sowie zur Feedback-Therapie.
- Für die klinische Anwendung sind weitere Studien an pathologischen Fällen wünschenswert.

9 Literaturverzeichnis

- *Anders, C.; Bradl, I.; Grosch, J.; Schumann, N.P. , Scholle, H.C.; Grieshaber, R.*
Heben von Lasten- Ergebnisse einer bi- und monopolen polyelektromyografischen Studie an definierten Probandengruppen.
In: Radandt, S., Grieshaber, R.; Schneider, W.: Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen
3. Erfurter Tage. Monade. Leipzig 1997, 273-282
- *Anders, C.; Schumann, N.P.; Scholle, H.*
Besonderheiten monopolarer Oberflächen- EMG- Untersuchungen: Die Referenzelektrode.
In: Scholle H.-Ch. (Hrsg.) Motodiagnostik, Mototherapie II. Universitätsverlag, Jena 1994
- *Anders, C.*
Persönliches Gespräch
Klinikum der FSU- Jena, Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, FB Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik, 2011
- *Arendt- Nielsen L.; Graven- Nielsen T.; Svarrer, H.; Svensson P.*
The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study
Pain (Band 64), Nr.2, 231-40, 1996
- *Aumüller, G.; Aust, G.; Doll, A.; Engele, J.; Kirsch, J.; Mense, S.; Wurzinger, L.J.*
Duale Reihe: Anatomie
2.Auflage; Thieme 2010
- *Badtke, B.; Bittmann, F.; Sotzko, A.*
Muskelfunktion bei Hüftextension in der Bauchlage- untersucht an Kindern der 2. Klasse.
Manuelle Medizin 32 (1994) 98-101

- *Bak, P.*
Diagnostische Wertigkeit von Oberflächen- EMG und einer visuellen Methode zur Beurteilung von Bewegungstereotypen am Beispiel der Hüfthyperextension
Dissertation FSU- Jena, 1998
- *Bänsch, M.*
Vergleichsstudie der Muskelfunktion bezüglich der Aktivierungsreihenfolge bei Osteoporose- Relevanten Stereotypen
Dissertation, FSU Jena 2004
- *Basmajian, J.V.; De Luca, C.J.*
Muscles Alive: The Functions Revealed by Electromyography. 5.
Baltimore, MD: Williams Wilkins; 1985
- *Benninghoff, A.; Drenckhahn, D.*
Anatomie
Urban & Fischer, 17. Aufl. 2008
- *Berghs, T.*
Muskulär bedingte Dysfunktionsmodelle, Teil 3 Bauchmuskelmodell, Modell des oberen gekreuzten Syndroms, Übersicht an der Wirbelsäule
Manuelle Medizin (Band 38), Nr. 2, Seite 75-82, 2000
- *Bigland-Ritchie, B.; Woods, J.J.*
Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue.
Muscle & Nerve. 1984;7:691–699.
- *Bischoff, C.; Schulte- Mattler, W.J.; Conrad, B.*
Das EMG Buch
Thieme Verlag, Auflage: 2; 1997; S.17

- *Bortz, J.; Döring, N.*
Forschungsmethoden und Evaluation für Human- und Sozialwissenschaftler
Springer, 3.Aufl. Berlin, Heidelberg, 2002
- *Bortz, J.; Lienert, G.A.; Boehnke, K.*
Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik
Springer, Berlin, 1990
- *Coenen, W.*
Die sensomotorische Integrationsstörung
Manuelle Medizin 34 (1996) 141-145
- *Cohen, J.*
A coefficient of agreement for nominal scales.
Educ Psychol Meas 20 (1960) 37-46
- *Cohen, J.*
Weighed Kappa: Nominal Scal Agreement with Provision for Scaled Disagreement or Partial Credit.
Psychol Bull 70 (1968) 213-220
- *Daneels, L.A.*
Intra-operator and inter- operator reliability of surface electromyography in the clinical evaluation of back muscles.
Aug 2001
- *De Luca, C.J.; Merletti, R.*
Surface myoelectric signal cross-talk among muscles of the leg.
Elektroenzephalogr Clin Neurophysiol 69 (1988) 568-575
- *De Luca, C.J.*
The use of surface electromyography in biomechanics.
J Appl Biomech 1997;13:135–163

- *De Nooij, R.; Kallenberg, L.A.; Hermens, H.J.*
Evaluating the effect of electrode location on surface EMG amplitude of the M. erector spinae p. longissimus dorsi.
J Electromyogr Kinesiol. 2009
- *Deutsche Gesellschaft für Manuelle Medizin (DGMM), Vorsitzender: Prof. Dr. U. Smolenski*
Kursbegleitheft: Muskelkurs nach Prof.Janda; Berlin 2003
- *Dvir, Z.*
Isokinetics, Muscle testing, Interpretation and clinical applications.
Department of physical therapy, Churchill Livingstone, 1995
- *Fleiss, J.L.; Cohen, J.*
The Equivalence of Weighted Kappa and the Intraclass Correlation Coefficient as Measures of Reliability
Educ Psychol Meas 33 (1973) 613-619
- *Fleiss, J.L.*
The Design and Analysis of Clinical Experiments
Wiley, New York, 1985
- *Hemingway, M.A.; Biedermann, H.J.; Inglis, J.*
Electromyographic recordings of paraspinal muscles: variations related to subcutaneous tissue thickness.
Queen's University, Ontario. Biofeedback Self Regul. 1995 Mar;20 (1): 39-49
- *Hermens, H.J.; Freriks, B.; Merletti, R.; Stegemann, D.; Blok, J.; Rau, G.; Disselhorst-Klug, C.; Hägg, G.*
European Recommendations for Surface Electromyography. Results of the SENIAM project, vol. 8.
Roessingh, Research and Developement 2000

- *Janda, V.*
Einige Bemerkungen zur Entwicklung der Motorik in der Pathogenese der Fehllhaltung und vertebraer Störungen
Physik Med Rehab 8 (1967) 260-262
- *Janda, V.*
Gestörte Bewegungsabläufe und Rückenschmerzen
Manuelle Medizin 22 (1984) 74-78
- *Janda, V.*
Manuelle Muskelfunktionsdiagnostik
Urban&Fischer Verlag, Auflage: 4, 2000
- *Joseph, K.F.; Richardson, C.A.*
Reliability of Elektromyographic Power Spectral Analysis of Back Muscle Endurance in Healthy Subjects
Arch Phys Med Rehabil 77 (1996) 259-264
- *Kapandji, I.A.*
Funktionelle Anatomie der Gelenke
Band 1-3; 3.Auflage; Hippokrates Verlag, 1999
- *Koh, T.J.; Grabiner, M.D.*
Cross talk in surface electromyograms of human hamstring muscles.
J Ortho Res 10 (1992) 701-709
- *Koh, T.J.; Grabiner, M.D.*
Evaluation of methods to minimize cross talk in surface elektromyography.
J Biomech 26 (1993) 151-157
- *Kollmitzer, J.*
Reliability of surface elektromyographic measurements.
Clin. Neurophysiol., Apr 1999

- *Landis, J. R.; Koch, G. G.*
The measurement of observer agreement for categorical data.
In: Biometrics. 33, 1977, 159–174
- *Lapatki, B.G.; van Dijk, J.P.; Jonas, I.E.; Zwarts, M.J.; Stegemann, D.F.*
A thin , flexible multielectrode grid for high- density surface EMG;
2008
- *Lapatki, B.G.; Oostenveld, R.; .van Dijk, J.P.; Jonas, I.E.; Zwarts, M.J.; Stegemann, D.F.*
Optimal placement of bipolar surface EMG electrodes in the face based on single motor unit analysis
Psychophysiology 47 (2010), 299-314, Wiley Periodicals, Inc. Printed in the USA
- *Laube, W.*
Symposium “Sensomotorik & Rehabilitation 2003“
Feldkirch, Kurzfassung der Vorträge;
ÖZPMR, Österr. Z. Phys. Med .Rehabil 13/ 1 (2003)
http://www.boepmr.at/html/aerzte/zeitung/3_01/Symposium
- *Lawrence, J.H.; De Luca C.J.*
Myoelectric signal versus force relationship in diffrent human muscles.
J Appl Physiol 54 (6) : 1653-1659, 1983
- *Lewit, K.*
Manuelle Medizin
3.Aufl., Barth, Leipzig, 1987
- *Lippert*
Lehrbuch Anatomie
6.Auflage, Urban&Fischer Verlag, 2003, S.720

- *Manninon, A.; Dolan, P.*
Relationship between mechanical and electromyographic manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle of humans
Muscle Nerve 4 (Suppl): 46, 1996
- *Marchal- Crespo, L.; Reinkensmeyer, D.J.*
Review of control strategies for robotiv movement training after neurologic injury.
Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, S. 1-19, 2009
- *Markworth, P.*
Sportmedizin: Physiologische Grundlagen
Rowohlt, 2009
- *Marées, H.*
Sportphysiologie
Sportverlag Strauß, 2002
- *Mense, S.*
Neue Entwicklung im Verständnis von Triggerpunkten
Manuelle Medizin 37: 115-120; 1999
- *Mihai, Tarata*
Mechanomyography versus Electromyography, in monitoring the muscular fatigue
Department of Medical Informatics, University of Medicine and Pharmacy of Craiova,
Bul. Antonescu 62, Craiova, Romania, Received November 25, 2002; Accepted
February 11, 2003
- *Nordander, C.; Willner, J.; Hansson, G.A.; Larsson, B.; Unge, J.; Granquist, L.; Skerfving, S.*
Influence of the subcutaneous fat layer, as measured by ultrasound, skinfold calipers and BMI, on the EMG amplitude.
Department of Occupational and Environmental Medicine, University Hospital, 22185
Lund, Sweden. Eur J Appl Physiol. 2003

- *Ollivier, K.; Portero, P.; Maisetti, O.; Hogrel, J.Y.*
Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar and Laplacian electrode configurations.
J Electromyogr Kinesiol. 2005 Oct;15(5): 466-73, Pubmed (2005)
- *Palm, G.*
Assoziatives Gedächtnis mit Gehirntheorie
Spektrum der Wissenschaft, 1988
- *Pfingsten, M.*
Functional restoration: it depends on an adequate mixture of treatment
Schmerz (Band 15), Nr.6, Seite 492-8, 2001
- *Putz, R.; Pabst, R.*
Sobotta: Atlas der Anatomie des Menschen, Band 1 und 2
21.Auflage, Urban & Fischer Verlag, München, Jena; 2000
- *Queisser, F.; Blüthner, R.; Bräuer, D.; Seidel, H.*
The relationship between the eletromyogram-amplitude and isometric extension torques of neck muscles at diffrent position of the cervical spine.
Eur J Appl Physiol 68 (1994) 92-101
- *Raez, M.B.I.; Hussain, M.S.; Mohd-Yasin, F*
Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications
Faculty of Engineering, Multimedia University. Malaysia. Corresponding author. 2006
- *Sacco, I.C.; Gomes, A.A.; Otuzi, M.E.; Pripas, D.; Onodera, A.N.*
A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions.
J Neurosci Methods. 2009 May 30; 180(1): 133-7

- *Sachse, J., Schildt- Rudloff, K.*
Wirbelsäule
3. Aufl., Ullstein Mosby, 1997
- *Scherrington, C.S.*
The integrative action of the nervous system
Yale University Press, New Haven (1906)
- *Schmidt, R.F.; Lang, F.; Heckmann M.*
Physiologie des Menschen
Springer- Verlag 31.Auflage, 2010
- *SENIAM*
Vorgehensweise zum Auffinden der Applikationspunkte für EMG- Elektroden
http://seniam.org/sensor_location.htm
- *Shrout, P.E.; Fleiss, J.L.*
Intraclass Correlations: Uses in Assessing Rater Reliability
Psych Bull 86 (1979) 420-428
- *Sommerich, C.M.; Joines, S.M.; Hermans, V.*
Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity.
J Electromyogr Kinesiol 2000;10:377-98
- *Stalberg, E.; Nandedkar, S.D.; Sanders, D.; Falck, B.*
Quantitative motor unit potential analysis
J Clin Neurophysiol 13 (1996) 401-422
- *Stegeman, D.F.; Hermens, H.J.*
Standards of surface electromyography: the European project “Surface EMG for non-invasive assessment of muscle (SENIAM)”
<http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf>

- *Strauzenberg, S.E.; Gürtler, H.; Hannemann, D.*
Sportmedizin
Barth Heidelberg, 1990
- *Stulen, F.B.; De Luca, C.J.*
Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity.
IEEE Trans Biomed Eng. 1981;BME-28:515–522
- *Tarata, M.*
Monitoring the Evolution of the Muscular Fatigue, Via New Parameters developed from the SEMG Signal.
In Proceedings of the ECSAP'97 The First European Conference on Signal Analysis and Prediction: 1997 June 24–27; Prague ICT Press ISBN 80-7080-282-0;1997. pp. 431–434
- *Tarata, M.T.*
Sensorimotor interactions within the context of muscle fatigue.
"Sensorimotor Control" (Dengler R., Kossev A., eds.), NATO Science Series, Series 1: Life and Behavioural Sciences. 2001;326:84–91
- *Tate, D.G.; Findley, T.J.; Dijkers, M.; Nobunaga, A.I.; Karunas, R.B.*
Randomized clinical trials in medical rehabilitation research
Am J Phys Med Rehabil 78 (1999) 486 – 499, 1999
- *Travell, J.; Simons, D.*
Handbuch der Muskel- Triggerpunkte
Band 1, 2. Aufl., Urban & Fischer, 2001
- *Wiener, N.*
Cybernetics or control and communication in the animal and the machine
Wiley, New York; Hermann, Paris 1948

- *Wolf, H.D.*

Neurophysiologische Aspekte des Bewegungsapparates.

Springer, Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, 1996

10 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Schematische Darstellung der einzelnen Schritte in der Modellierung oberflächendetektierter EMG- Signale nach SENIAM (1999), leicht vereinfacht (Hermens et al., 2000)	16
Abb. 2: Elektromyographische Untersuchungstechniken und –methoden	17
Abb. 3: Flussschema, Versuchsablauf.....	25
Abb. 4: Elektrodenposition Thorax, ventral.....	30
Abb. 5: Elektrodenposition Thorax, lateral	31
Abb. 6: Elektrodenposition Thorax, dorsal	31
Abb. 7: Elektrodenposition Thorax, dorsal	31
Abb. 8: Elektrodenposition Obere Extremitäten, lateral	32
Abb. 9: Elektrodenposition Untere Extremitäten, lateral	32
Abb. 10: Elektrodenposition Untere Extremitäten, lateral	32
Abb. 11: Elektrodenposition Untere Extremitäten	33
Abb. 12: EMG- Basisstation (links) und Vorverstärker mit Patientenkabel (rechts).....	34
Abb. 13: Screenshot SinfoMedEMG am Beispiel der Rumpfanteflexion	35
Abb. 14: Screenshot SinfoMedEMG, Auswertung am Beispiel der Rumpfanteflexion.....	36
Abb. 15: Screenshot SinfoMedEMG, Rekrutierungsreihenfolge am Beispiel der Rumpfanteflexion.....	36
Abb. 16: EMG- Aktivierungsmuster, Armabduktion rechts (re) und links (li).....	47
Abb. 17: O-EMG Aktivierungsmuster, Hüftabduktion rechts (re) und links (li).....	48
Abb. 18: O-EMG Aktivierungsmuster; Hüfthyperextension rechts (re) und links (li)	49
Abb. 19: O-EMG Aktivierungsmuster, Kopfanteflexion.....	49
Abb. 20: O-EMG Aktivierungsmuster, Rumpfanteflexion	50
Abb. 21: O-EMG Aktivierungsmuster, Liegestütz	50
Abb. 22: Visuelle Aktivierungsmuster, Armabduktion rechts (re) und links (li)	51
Abb. 23: Visuelle Aktivierungsmuster, Hüftabduktion rechts (re) und links (li)	52
Abb. 24: Visuelles Aktivierungsmuster, Hüfthyperextension rechts (re) und links (li)	52
Abb. 25: Visuelles Aktivierungsmuster, Kopfanteflexion	53
Abb. 26 : Visuelles Aktivierungsmuster, Rumpfanteflexion	53
Abb. 27: Übereinstimmung Aktivierungsmuster O-EMG/Janda, Armabduktion.....	54
Abb. 28: Übereinstimmung Aktivierungsmuster O-EMG/Janda, Hüftabduktion.....	54
Abb. 29: Übereinstimmung Aktivierungsmuster O-EMG/ Janda,.....	55

Abb. 30: Screenshot SinoMedEMG, Rumpfanteflexion, Einfluss des Herzartefaktes vom li u. re M.pectoralis major (PMM)	63
--	----

11 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Intrasession- Reliabilität, O-EMG, Armabduktion; A: 1. Messung; B: 2. Messung ..	40
Tab. 2: Intrasession- Reliabilität, O-EMG, Hüftabduktion; A: 1.Messung; B: 2. Messung	41
Tab. 3: Intrasession- Reliabilität, O-EMG, Hüfthyperextension; A: 1.Messung; B: 2. Messung	41
Tab. 4: Intrasession- Reliabilität, O-EMG, Kopfanteflexion; A: 1.Messung; B: 2. Messung .	42
Tab. 5: Intrasession- Reliabilität, O-EMG, Rumpfanteflexion; A: 1.Messung; B: 2. Messung	42
Tab. 6: Intrasession- Reliabilität, O-EMG, Liegestütz; A: 1.Messung; B: 2.Messung.....	43
Tab. 7: Intersession- Reliabilität, O-EMG, Armabduktion; A: 1. Messung; B: 2. Messung ...	43
Tab. 8: Intersession- Reliabilität, O-EMG, Hüftabduktion; A: 1.Messung; B: 2.Messung	44
Tab. 9: Intersession- Reliabilität, O-EMG, Hüfthyperextension; A: 1. Messung; B: 2. Messung	44
Tab. 10: Intersession- Reliabilität, O-EMG, Kopfanteflexion; A: 1.Messung; B: 2.Messung	45
Tab. 11: Intersession- Reliabilität, O-EMG, Rumpfanteflexion; A: 1.Messung; B: 2.Messung	45
Tab. 12: Intersession- Reliabilität, O-EMG, Liegestütz; A: 1.Messung; B: 2.Messung.....	46
Tab. 13: Intrasession- Reliabilität, O-EMG, Auswertung.....	56
Tab. 14: Intersession- Reliabilität, O-EMG, Auswertung.....	57
Tab. 15: Muskelfunktion Hüftabduktion (R. Putz et al., 2000).....	67
Tab. 16: Muskelfunktion, Hüfthyperextension (R. Putz et.al, 2000)	68
Tab. 17: Muskelfunktion, Kopfanteflexion (Lippert, 2003)	69
Tab. 18: Muskelfunktion, Rumpfanteflexion (R.Putz et al.,2000).....	70
Tab. 19: Muskelfunktion, Liegestütz (R. Putz et al., 2000)	70

12 Anhang

12.1 Lebenslauf

Name: Schwarz, geb. Reuter

Vorname: Anja

Geburtsdatum: 18.06.1984

Geburtsort: Jena

Familienstand: verheiratet
2 Kinder

Zeitraum Schulbesuch: August 1991- August 1995: Westschule (Grundschule) in Jena
August 1995- Juni 2003: Adolf- Reichwein-Gymnasium Jena
Abschluss Juni 2003: Abitur

Zeitraum Studium: 2003- 2011: Zahnmedizin Studium an der FSU Jena
Januar 2011: Hochschulabschluss (Staatsexamen)
März-September 2011: Promovendin an der FSU Jena

Zeitraum berufliche Tätigkeit: als Zahnärztin in Assistenzzeit in Jena, bei Dr. Steffi Schwarz, seit Oktober 2011

Jena, 22.11.2011

Anja Schwarz

12.2 Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle bei all jenen bedanken die mich mit ihrem Rat und ihrem Engagement unterstützt haben und damit entscheidend zum Gelingen und Fertigstellen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein größter Dank gebührt Herrn Prof. Dr. med. Ulrich Smolenski, der mir bei der Durchführung der Studie und deren Auswertung mit viel Geduld und Engagement beiseite gestanden und mich mit seinen kreativen Ideen bei der Bewältigung von wissenschaftlichen Problemen sehr unterstützt hat.

Danksagen möchte ich auch den Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern des Instituts für Physiotherapie für die Unterstützung bei der Durchführung der Studie, sowie für die problemlose Mitbenutzung der Untersuchungsräume.

Herrn Dr. Lehmann danke ich besonders für die Unterstützung auf dem Gebiet der Statistik. An dieser Stelle möchte ich auch meinem lieben Ehemann, sowie meiner ganzen Familie, für die fortwährende Unterstützung bei der Durchführung und Fertigstellung dieser Arbeit danken.

12.3 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich- Schiller- Universität bekannt ist, ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Herr Prof. Dr. med. Ulrich Smolenski vom Institut für Physiotherapie
der Friedrich- Schiller- Universität Jena

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine im wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 22.11.2011

Anja Schwarz